

**Medialer parapatellarer Zugang versus Midvastus Zugang
in der Knieendoprothetik:
Ein Vergleich funktioneller Ergebnisse mit dem
Schwerpunkt Ganganalyse**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

Vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Von Michelle Zipfel
Geboren am 22. Mai 1989 in Jena

Gutachter

1. Prof. Dr. Andreas Roth, Leipzig
2. Prof. Dr. Ulrich C. Smolenski, Jena
3. Prof. Dr. Christoph-E. Heyde, Leipzig

Tag der Verteidigung: 03.03.2015

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	4
Zusammenfassung	5
1 Einleitung.....	7
1.1 Epidemiologie und Sozioökonomische Bedeutung der Gonarthrose.....	7
1.2 Ätiologie und Pathogenese der Gonarthrose	8
1.3 Therapie der Gonarthrose.....	9
1.4 Indikationen und Kontraindikationen einer Knie totalendoprothese	12
1.5 Entwicklungsgeschichte der Knieendoprothetik	13
1.6 Aktuelle Zugangsmöglichkeiten zum Kniegelenk.....	16
1.6.1 Medialer Parapatellarer Zugang (MPP).....	17
1.6.2 Medianer Zugang.....	18
1.6.3 Lateraler parapatellarer Zugang (LPP).....	19
1.6.4 Subvastus-Zugang (SV)	20
1.6.5 Trivector-Zugang (TV)	21
1.6.6 Midvastus-Zugang (MV)	22
1.6.7 Minimalinvasive Zugänge	24
2 Zielstellung.....	26
3 Methodik.....	27
3.1 Patienten	27
3.1.1 Patientenkollektiv.....	27
3.1.2 Patientenrekrutierung.....	27
3.1.3 Ethikkommissionsvotum	27
3.2 Ein- und Ausschlusskriterien	28
3.2.1 Einschlusskriterien	28
3.2.2 Ausschlusskriterien	28
3.3 Studienaufbau.....	28
3.3.1 Randomisierung.....	28
3.3.2 Präoperative Untersuchungen	28
3.3.3 Operationsverlauf	29
3.3.4 Postoperative stationäre Phase	29
3.4 Operationszugänge.....	30
3.4.1 Medialer parapatellarer Zugang.....	30

3.4.2	Midvastus-Zugang.....	30
3.5	Verwendete Prothesenart	30
3.6	Radiologische Untersuchung	31
3.7	Visuelle Analogskala (VAS) und Physiotherapieprotokoll.....	33
3.8	Funktionsscores	34
3.8.1	Knee-Society-Score (KSS)	34
3.8.2	WOMAC Score	34
3.9	Ganganalyse.....	35
3.9.1	Technische Grundlagen	35
3.9.2	Ablauf der klinischen Ganganalyse	37
3.9.3	Untersuchte Parameter	38
3.10	Statistik	40
3.10.1	Poweranalyse	40
3.10.2	Statistische Berechnungen	41
4	Ergebnisse	43
4.1	Anamnestische Daten	43
4.2	OP und klinischer Verlauf.....	44
4.3	Prothesensitz	46
4.4	VAS und Schmerzmittelverbrauch	47
4.4.1	VAS.....	47
4.4.2	Schmerzmittelverbrauch	48
4.5	Mobilisation.....	49
4.5.1	Range of Motion (ROM)	49
4.5.2	Mobilisationsfortschritte	50
4.6	Knee-Society-Score.....	51
4.7	WOMAC-Score	52
4.8	Ganganalyse.....	54
4.8.1	Bodenreaktionskräfte	54
4.8.2	Zeit-Distanz Parameter	57
4.8.3	Winkel	60
4.8.4	Momente	68
4.8.5	Leistung.....	76
5	Diskussion	84
5.1	Klinische Parameter	84
5.2	Ganganalyse.....	90
6	Schlussfolgerungen	99

Literaturverzeichnis.....	100
Anhang	114
Ehrenwörtliche Erklärung.....	115
Danksagung	116

Abkürzungsverzeichnis

abs	Absorbiert
ACT	Autologe Chondrozytentransplantation
aDLFW	Anatomischer distaler Femurwinkel
ant	Anterior
ap	Anterior-posterior
BMI	Body-Mass-Index
ext	Extension
flex	Flexion
front	Frontal
gen	Generiert
IGr	Interventionsgruppen
IGF	Insulin-like Growth Factor
IL	Interleukin
K	Korrelationskoeffizient
KG	Körpergewicht
KGr	Kontrollgruppe
KSS	Knee-Society-Score
LCS	Low contact stress
LPP	Lateraler parapatellarer Zugang
MPP	Medialer parapatellarer Zugang
MPTW	Medialer proximaler Tibiawinkel
MV	Midvastus Zugang
OCT	Autologe osteochondrale Transplantation
post	Posterior
PPTW	Posteriorer proximaler Tibiawinkel
SADOA	Slow acting drugs in Osteoarthritis
sag	Sagittal
SV	Subvastus Zugang
TNF α	Tumor-Nekrose Faktor-alpha
TV	Trivektor Zugang
VAS	Visuelle Analogskala
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

Zusammenfassung

Bei Untersuchungen von implantierten Knieendoprothesen mittels klinischer Parameter wurden beim Vergleich von Midvastus- und medialen parapatellaren Zugang in der Literatur bereits innerhalb der frühen postoperativen Phase rehabilitative Vorteile bei der Verwendung des Midvastus-Zuganges festgestellt (Engh et al. 1997, Dalury und Jiranek 1999, Parentis et al. 1999, White et al. 1999, Maestro et al. 2000, Bächli et al. 2005).

Das Ziel dieser Arbeit war es, mittels instrumenteller Ganganalyse zu vergleichen, ob und wie sich das Gangbild während und nach der Rehabilitation entwickelt und ob einer der beiden Operationszugänge bei der Implantation von Knieendoprothesen prinzipiell zu bevorzugen wäre.

Im Rahmen einer einfach verblindeten randomisierten Studie mit insgesamt 74 Probanden (MV-Gruppe: 11; MPP-Gruppe: 10; Kontrollgruppe 53) wurden die Ergebnisse der operierten Patienten präoperativ sowie nach Verwendung beider Zugänge 5 Wochen und 6 Monate postoperativ untereinander und mit einer Kontrollgruppe verglichen. Primärer Endpunkt war der Vergleich der Ganganalyseparameter. Sekundäre Endpunkte waren der Knee-Society-Score und der WOMAC-Score. Zusätzlich wurden klinische Parameter wie der OP-Verlauf, Komplikationen, Laborwerte, die Mobilisation und das Schmerzverhalten erfasst.

Bezüglich des klinischen Bewegungsumfanges im Kniegelenk am Entlassungstag („Range of Motion“) und der Laborwerte war der MPP- dem MV-Zugang überlegen. Der ROM am Entlassungstag in der MV-Gruppe war um ca. 11° geringer als in der MPP-Gruppe ($P < 0,01$). Der Hämatokritwert am ersten postoperativen Tag war in der MV-Gruppe niedriger als in der MPP-Gruppe (MV: 0,33; MPP: 0,36; $p = 0,04$) und der CrP-Wert war höher als in der MPP-Gruppe (MV: 73,62mg/l; MPP: 45,04mg/l; $p = 0,03$). Die niedrigen Hämatokritwerte waren jedoch ohne klinische Relevanz. Bezüglich des CrP waren die Werte in der MV-Gruppe am ersten postoperativen Tag signifikant höher. Diese Tendenz bestand auch im weiteren Verlauf, allerdings ohne Signifikanz. Nach 6 Monaten zeigte sich jedoch der Midvastus-Zugang in der subjektiven Patienteneinschätzung des WOMAC-Scores gegenüber dem medialen parapatellaren Zugang im Vorteil. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Interventionsgruppen fanden sich postoperativ im globalen ($p = 0,02$) WOMAC-Score und im funktionellen WOMAC-Score Unterscore ($p = 0,04$), der die Schwierigkeiten im Alltag untersuchte.

In der Ganganalyse zeigte sich in der MV-Gruppe ein verbessertes Gangbild im Vergleich zur MPP-Gruppe besonders am Anfang der Standphase, wobei beide Interventionsgruppen nicht an das Gangbild der Kontrollgruppe heranreichten. Signifikante Unterschiede im Gangzyklus am Anfang der Standphase bestanden zwischen der MV- und MPP-Gruppe in dem Bewegungsumfang des Kniegelenkes (präoperativ sowie 5 Wochen postoperativ), in dem Umfang der Kniemomente (5 Wochen postoperativ), in der absorbierten (präoperativ und 6 Monate postoperativ) und generierten (5 Wochen und 6 Monate postoperativ) Knieleistung sowie in den Leistungsumfängen am Anfang der Standphase (5 Wochen und 6 Monate postoperativ) und während des Midstance (6 Monate postoperativ). Insgesamt konnte somit davon ausgegangen werden, dass ein Vorteil des verwendeten Midvastus-Zuganges bezüglich des Kniestreckapparates bestand. Der M. Quadriceps der MV-Gruppe war besser als in der MPP-Gruppe in der Lage, die durch die Schwerkraft entstehenden Kräfte und damit verbundene Flexion im Knie am Anfang der Standphase abzufangen. In der MPP-Gruppe führte eine vermehrte Kokontraktion der Muskeln zu verminderten Moment- sowie Leistungsumfängen, um eine erhöhte Stabilität im Kniegelenk zu gewährleisten.

Zusammenfassend wies die vorliegende Arbeit durch ganganalytische Untersuchungen einen Vorteil des Midvastus-Zugangs gegenüber dem medialen parapatellaren Zugang nach. Eine klinische Relevanz dieser Ergebnisse zeigte sich zudem 6 Monaten postoperativ in der subjektiven Patienteneinschätzung des WOMAC-Scores. In anderen objektiven klinischen Parametern zeigte der Midvastus-Zugang gegenüber dem MPP-Zugang jedoch keinen Vorteil.

Zukünftig sollte daher bedacht werden, dass der Midvastus-Zugang neben einer gezielten Physiotherapie und Gangschulung die Wiederherstellung eines normalen Gangzyklus nach einer Knie totalendoprothesenimplantation unterstützen könnte.

1 Einleitung

Die Gonarthrose spielt eine zentrale Rolle in der heutigen Orthopädie. Fast die Hälfte aller über 50 jährigen Personen besitzen Schmerzen in den Knien (Wirtz et al. 2011). Sie ist außerdem die am häufigsten diagnostizierte arthrosebedingte Einzeldiagnose im ambulanten Bereich und gehört zu den 30 häufigsten Einzeldiagnosen im stationären Bereich (Merx et al. 2007).

Da der Erstmanifestationsgipfel bei 50 bis 60 Jahren liegt (Räuchle et al. 2012) und der Anstieg der Zahl älterer Menschen nicht aufzuhalten ist, wird davon ausgegangen, dass die Anzahl der Betroffenen sowie die Zahlen für Knie-totalendoprothesen steigen (Merx et al. 2007).

Die Gonarthrose ist somit nicht nur eine sozioökonomische Herausforderung, sondern sie beeinflusst zudem die Lebensqualität von immer mehr Menschen. Chronische Erkrankungen des Bewegungsapparates sind am stärksten mit einem Verlust der Lebensqualität assoziiert (Sprangers et al. 2000). Besonders der Schmerz und die verminderte Leistungsfähigkeit schränken viele Menschen ein (Reginster 2002).

Die zahlreichen Modifikationen und Weiterentwicklungen machten die Knieendoprothetik zu einer erfolgreichen und bedeutsamen Therapiemöglichkeit.

Da der Bedarf dieser Therapieoption in den nächsten Jahren steigen wird, ist es somit sinnvoll und wichtig die Knieendoprothetik stetig weiter zu entwickeln.

1.1 Epidemiologie und Sozioökonomische Bedeutung der Gonarthrose

Die Gonarthrose ist vor der Coxarthrose die häufigste Arthroseart (Michael et al. 2010, Räuchle et al. 2012). Die Inzidenz wird auf 240 Gonarthrosen pro 100.000 Personen pro Jahr geschätzt (Oliveria et al. 1995). Die Prävalenz einer radiologisch sichtbaren Gonarthrose wird mit bis zu 90% bei Personen über 65 Jahren angegeben (Theiler 2002). Jedoch sind klinische Beschwerden bei weitaus weniger Personen (6-15%) vorhanden (Felson et al. 1987, Engelhardt 2003, Andrianakos et al. 2006, Michael et al. 2010, Räuchle et al. 2012).

Sozioökonomisch stellt die Gonarthrose eine große Herausforderung dar. In den USA soll der Bedarf an einer primären Knie-totalendoprothese von 2005 bis 2030 um 673% auf 3.48 Millionen Eingriffe steigen (Kurtz et al. 2007). Auch in Deutschland

haben die stationären Aufenthalte aufgrund der Arthrose von 1994 bis 2002 um 60% zugenommen, die Hälfte bezog sich speziell auf die Gonarthrose. Außerdem wird die Zahl an Revisionen automatisch mit ansteigen (Merx et al. 2007).

Jedoch spielen nicht nur die direkten Kosten durch Krankenhausaufenthalte und Operationen eine wesentliche Rolle. Zusätzlich müssen die Ausgaben für die Rehabilitation oder Anschlussheilbehandlung, für Arbeitsunfähigkeit und Frühberentung sowie die indirekten Kosten durch Produktionsausfälle berücksichtigt werden.

1.2 Ätiologie und Pathogenese der Gonarthrose

Die Osteoarthrose ist definiert, als „... eine Gruppe von überlappenden, voneinander verschiedenen Erkrankungen, die unterschiedliche Ätiologien haben können, aber gleichartige biologische, morphologische und klinische Manifestationen zeigen. Die Krankheitsprozesse befallen nicht nur den Gelenkknorpel sondern betreffen das gesamte Gelenk, einschließlich des subchondralen Knochens, der Bänder, der Kapsel, der Synovialmembran und der periartikulären Muskeln. Letztendlich degeneriert der Gelenkknorpel in Form von Fibrillationen, Fissuren, Ulzerationen und vollständigem Dickenverlust der Gelenkoberfläche.“ Diese Definition kann auch auf das Kniegelenk übertragen werden, wo die Degeneration bevorzugt medial, lateral oder femoropatellar auftritt (Pap und Meinecke 2011).

Diesem Prozess zugrunde liegt ein dynamisches Gleichgewicht der Knorpelmatrix, welches durch anabole (IGF 1 und 2) und katabole (IL-1, $\text{TNF}\alpha$, Proteinasen) Gegenspieler gesteuert wird. Ein Missverhältnis zwischen Belastung und Belastungsfähigkeit oder die Reduktion des Gelenkstoffwechsels durch Immobilisation führen dann zu einer Überforderung des Systems. Der genaue Mechanismus ist jedoch noch nicht bis ins letzte Detail geklärt (Michael et al. 2010).

Weiterführend entstehen mehrere parallele schädigende Kreisläufe, die durch Rückkopplung im beschädigten Gebiet und zusätzlichen externen Faktoren den Arthroseprozess beschleunigen. Bei der synovialitischen Reaktion werden Abriebteile, Proteasen und Zytokine durch die Knorpeldegeneration in den Gelenkspalt freigesetzt. Folgend kommt es zu einer Schwellung, Schmerzen, zum Funktionsverlust des Gelenkes sowie einer erneuten Freisetzung von Zytokinen durch Makrophagen. Im weiteren Verlauf bilden diese ein pannusartiges Gewebe, was den Knorpel weiter schädigt. Das Vollbild nennt man „aktivierte Arthrose“. Im

Bereich des subchondralen Knochens führt die Degeneration zu einer vermehrten Steifigkeit. Es folgt eine schlechtere Elastizität und Energieabsorption, was die mechanische Belastung auf das Kniegelenk weiter steigert. Außerdem vermindert es die Perfusion des hyalinen Knorpels und es können sich Nekrosen, Einbrüche der Knochen-schlusslamelle und Detrituszysten entwickeln. Bei der neuromuskulären Gelenksteuerung kommt es durch eine abnorme Reizung der intraartikulären Mechanorezeptoren zu einer reflektorischen Hemmung der efferenten Quadrizeps-motoneuronen. Die resultierende Instabilität und Fehlstellung wirken selbst wieder als reizende Faktoren auf die Mechanorezeptoren (Pap und Meinecke 2011). Diese vielschichtigen Prozesse verdeutlichen, warum das radiologische Bild nicht immer mit den klinischen Symptomen korrelieren muss.

Generell ist von einer multifaktoriellen Genese auszugehen. Mögliche Risikofaktoren werden in endogen und exogen unterteilt. Als endogen sind hier das Alter, das Geschlecht (weiblich), die Genetik, die ethnische Herkunft und die postmenopausale Hormonumstellung zu nennen. Als exogen werden das Markrotrauma des Gelenkes, repetitive Mikrotraumen, Übergewicht, kniende berufliche Tätigkeit, Alkohol und Nikotin angesehen (Michael et al. 2010).

Zudem wird die Gonarthrose in eine primäre und eine sekundäre Form unterteilt. Ursache der primären Gonarthrose ist eine idiopathische Chondrozytenalterung mit zunehmender Apoptose und verminderter Kollagen- und Proteoglykansynthese (Räuchle et al. 2012). Sekundäre Ursachen sind z. B. Traumata (Gelenkflächenfrakturen, Luxationen), Überlastungen (kongenitale Fehlbildung, Achsenfehlstellungen, Gelenkdysplasien, Instabilitäten), postoperative Komplikationen, entzündliche Prozesse (bakterielle Arthritiden, rheumatoide Arthritis), metabolische Erkrankungen (Gicht, Rachitits, Hämochromatose, Chondrokalzinose, Ochronose), aseptische Knochennekrosen oder endokrinologische Erkrankungen (Akromegalie, Hyperparathyreoidismus, Hypothyreose, Hyperurikämie) (Michael et al. 2010).

1.3 Therapie der Gonarthrose

Da derzeit noch keine kurative Therapie der Gonarthrose bekannt ist, konzentrieren sich die Ziele der Behandlung auf die Schmerzfreiheit, die Verbesserung der Mobilität und die dadurch erhöhte Lebensqualität der Patienten sowie auf die Verzögerung der Progression der Arthrose. Demnach bleibt das Zitat von Mohing (1966) aktuell: „Die beste Therapie der Gonarthrose ist deren Prophylaxe.“

Die konservative Therapie besteht aus der allgemeinen Beratung, der Physiotherapie, der Versorgung mit orthopädischen Hilfsmitteln und der medikamentösen Therapie.

Bei der allgemeinen Beratung sollen die Krankheit, eine mögliche Gewichtsreduktion und Beeinträchtigungen im alltäglichen Leben thematisiert werden. Jedoch ist der klinische Effekt auf Schmerzen und Funktion nicht sehr groß. Lediglich ist ein positiver psychologischer Effekt des „self-managements“ bekannt (Chodosh et al. 2005, Richmond et al. 2009).

Zu wichtigen Teilgebieten der Physiotherapie zählen die physikalische Therapie, die Bewegungstherapie und die Manualtherapie. Bei der physikalischen Therapie kommen die Elektrotherapie, Kälte- oder Wärmebehandlungen und der Ultraschall zur Anwendung. Der Effekt des Ultraschalls umfasst eine verbesserte Wundheilung (Uhlemann und Wollina 2003) und eine thermische Wirkung besonders auf die Gelenkkapsel und den Gelenkraum (Smolenski et al. 2008). Hierbei soll es u.a. zur Entzündungshemmung, Analgesie sowie zu einer Durchblutungsförderung und somit zur Regenerationsförderung kommen. Derzeit sind jedoch die klinischen Erfolge bezüglich der Arthrose aufgrund methodisch mangelhafter Studien nicht ausreichend bewiesen (Michael et al. 2010, Smolenski et al. 2011).

Die Bewegungstherapie umfasst die Krankengymnastik, das gelenkschonende Walken und die explizite Stärkung der Quadrizepsmuskulatur (Roddy et al. 2005). Sie verbessert im Kurzzeitergebnis den Knieschmerz und die Kniefunktion (Fransen und McConnell 2008) und ist unter Supervision effektiver als alleine zu Hause (Bennell und Hinman 2005). Der Effekt verliert sich jedoch nach mehreren Wochen (van Baar et al. 2001). Auch der Manualtherapie werden schmerzlindernde Effekte zugeschrieben (Pollard et al. 2008).

Die orthopädischen Hilfsmittel werden in drei große Hauptgruppen unterschieden: Orthesen, Schuhzurichtungen und Gehhilfen. Orthesen sollen mechanisch stabilisieren sowie das Gelenk führen und entlasten. Es ist davon auszugehen, dass sie den Schmerz lindern, Beschwerden senken, einzelne Kniekompartimente entlasten, das externe Varus- und Valgusmoment senken, die subjektive Stabilität erhöhen und vor allem die Mobilität der Patienten steigern. Schuhzurichtungen können als Pufferabsatz den Auftritt dämpfen ohne die Standsicherheit zu beeinflussen und als Schuhinnen- und –außenranderhöhungen ebenfalls zu einer Entlastung der jeweiligen Kniekompartimente beitragen. Gehhilfen fördern einzig die

Mobilität des Patienten, wobei bei Polyarthrosen auf die Belastung des Daumensattelgelenkes hingewiesen werden muss (Greitemann 2009).

Die medikamentöse Therapie kann durch Analgetika/Antiphlogistika (z.B. Paracetamol und NSAR), Opioide, intraartikuläre Glukokortikoide, „slow acting drugs in Osteoarthritis“ (SADOA) und Antizytokine erfolgen. Die intraartikuläre Injektion von Glukokortikoiden führt zu einer schnellen Ergussbeseitigung und senkt die Schmerzen innerhalb weniger Wochen (Bellamy et al. 2005, Richmond et al. 2009, Michael et al. 2010). Zu den SADOA gehören die Hyaluronsäure, D-Glukosaminsulfat, Chondroitinsulfat und Diacerein. Die Wirkungsweise dieser Medikamente ist derzeit noch nicht hinreichend bekannt und der klinische Benefit nicht nachgewiesen (Walter et al. 2007, Richmond et al. 2009).

Wenn nach der Anwendung konservativer Therapieoptionen keine klinisch relevante Verbesserung der Gonarthrose eintritt, werden operative Therapiemöglichkeiten angeboten. Möglichkeiten sind hier gelenkerhaltende Maßnahmen wie arthroskopische Lavage, Debridement oder Shaving sowie Osteotomien oder der endoprothetische Gelenkersatz.

Die symptomatischen arthroskopischen Maßnahmen haben im Vergleich zu Physiotherapie und Medikamenten keinen Vorteil (Kirkley et al. 2008) und zeigen nur einen placeboähnlichen Effekt (Moseley et al. 2002, Zhang et al. 2010). Osteotomien beheben Achsenfehlstellungen und verändern somit die Kräfteverteilung im Gelenk. Sie werden bevorzugt bei jüngeren Patienten angewendet, welche postoperativ einen höheren Aktivitätsanspruch besitzen. Nicht geeignet sind sie für das Krankheitsbild der entzündlichen Arthritis. Risiken sind Übergewicht, der Grad der Arthrose und das weibliche Geschlecht. Außerdem kann es zu einer Überkorrektur der Fehlstellung kommen (Coventry et al. 1993, van Raaij et al. 2008, Choong und Dowsey 2011).

Der Gelenkteil- und der vollständige Gelenkersatz sind derzeit bei der fortgeschrittenen Gonarthrose mit Schmerzen das Mittel der Wahl. Der Gelenkteilersatz kann unilateral und patellofemoral durchgeführt werden. Der unilaterale Ersatz durch eine Schlittenprothese bei hälftigem Gelenkbefall wird hauptsächlich bei Patienten mit geringem BMI und ohne Flexions- bzw. Extensionskontrakturen durchgeführt. Voraussetzung ist eine auf ein Kompartiment des Kniegelenkes beschränkte Arthrose und ein vorhandener funktionstüchtiger Bandapparat (inklusive der Kreuzbänder) (Choong und Dowsey 2011).

Das 15 Jahresüberleben der unikondylären Prothese kann bis zu 94% erreichen und ist somit ähnlich dem der totalen Gelenkendoprothese (Murray et al. 1998, Yang und Hadlow 2003, Aldinger et al. 2004, Svard 2011, John et al. 2011). Der patellofemorale Ersatz ist ein relativ neues Verfahren. Er ist besonders für die ca. 10% der Patienten mit isolierter patellofemoraler Arthrose gedacht. Diese Protheseart ist anspruchsvoll und zeigt vielversprechende Ergebnisse (Cartier et al. 2005, Ackroyd et al. 2007, Choong und Dowsey 2011). Der vollständige Gelenkersatz ist ein effektives, sicheres und kostengünstiges Verfahren für die Versorgung der Gonarthrose im Endstadium (National Institute of Health 2003). Er ist für Patienten über 55 Jahre geeignet (Mont et al. 2002) und hat sich im letzten Jahrzehnt in der Genauigkeit der Implantation und in der Verminderung des Traumas verbessert. Er kann als Oberflächenersatz oder als Scharnierprothese mit mechanischer Achsenführung durchgeführt werden, wobei der Oberflächenersatz im Vordergrund steht. Hier kann der Bandapparat zum Teil erhalten werden. Die 18 Jahresüberlebenswahrscheinlichkeit der „mobile-bearing Prothesen“ kann bis zu 98% erreichen (Colizza et al. 1995, Malkani et al. 1995, Buechel et al. 2001, Buechel 2004, Choong und Dowsey 2011).

1.4 Indikationen und Kontraindikationen einer Knietotalendoprothese

Derzeit existieren keine evidenzbasierten Indikationskriterien (Dieppe et al. 1999, Mettelsiefen et al. 2011). Es gibt jedoch verschiedene Konsensversuche. Das „National Institute of Health“ in den USA berücksichtigt folgende Punkte bei der Indikationsstellung: das Vorhandensein radiologischer Beweise, moderate bis schwere Schmerzen des Patienten, Versagen der konservativen Therapie, eine gesunkene Lebensqualität durch den Funktionsverlust, Patienten über 55 Jahre, eine realistische Erwartungseinschätzung des Patienten und eine individuelle Risiko-Nutzen Abwägung (National Institute of Health 2003). In Neuseeland und Kanada wurden verschiedene Scoring Systeme zur Beurteilung der Resultate entwickelt (Naylor und Williams 1996, Hadorn und Holmes 1997). Andere Autoren betonen, dass das individuelle Abwägen wichtiger sei, als eine Liste von Kriterien (Mancuso et al. 1996).

Als klinische Symptome, die der Patient als Belastung empfinden kann, sind z. B. der Dauer-, Nacht- und Ruheschmerz, die Steifigkeit, der Analgetikabedarf, der Hilfsmittelbedarf oder Alltagseinschränkungen zu nennen.

Beweisende radiologische Zeichen sind die Gelenkspaltverschmälerung, die subchondrale Sklerosierung, Osteophytenbildung, Geröllzysten und strukturelle Veränderungen der Knochen. Sie können in Stadien nach Kellgren und Lawrence eingeteilt werden (Kellgren und Lawrence 1957).

Letztendlich ist die individuelle Beratung und Aufklärung des Patienten entscheidend. Erst nach persönlicher Risiko-Nutzen Abwägung sollte die Entscheidung über eine Knieendoprothese getroffen werden. Das Berücksichtigen seiner sozialen Faktoren sollte hierbei nicht vergessen werden und übersteigerte Erwartungen sollten ausgeschlossen werden können (Dieppe et al. 2011, Mettelsiefen et al. 2011). Als Kontraindikationen werden in der Literatur eine lokale oder systemische Infektion, Komorbiditäten, welche ein deutliches Risiko darstellen, den Eingriff nicht zu überleben, ein ausgeprägtes Genu recurvatum mit neuromuskulären Funktionsstörungen sowie eine ausgeprägte Quadrizepsschwäche angegeben (National Institute of Health 2003, Insall und Scott 2005).

1.5 Entwicklungsgeschichte der Knieendoprothetik

Einer der ersten Versuche die Gonarthrose operativ zu behandeln geht auf Verneuil 1860 zurück. Er führte eine Resektion der Gelenkflächen durch und versuchte diese durch verschiedene Materialien wie Schweineblase, Nylon oder Fascia lata zu ersetzen. Analog erzielte Fergueson 1861 bei einigen Patienten eine mobile Pseudarthrosebildung, die jedoch zur Instabilität des Gelenkes führte (Insall und Scott 2005, Mettelsiefen et al. 2011).

Themistokles Gluck aus Berlin entwickelte 1890 das erste eigentliche Kunstgelenk und gilt als Vater der Endoprothetik. Er entwarf ein Scharniergelenk aus Elfenbein, welches er mit Gips und Kolophonium im Knochen fixierte. Diese Prothese wurde bei Patienten eingebaut, welche durch Tuberkulose zerstörte Gelenke besaßen. Aufgrund der nicht vorhandenen Prophylaxe mit Tuberkulostatika und Antibiotika kam es zum septischen Implantatversagen (Wessinghage 2008, Mettelsiefen et al. 2011).

Die ersten Prothesen waren meist Scharniergelenke. Mit ihnen konnten größere Achsenfehlstellungen, enormer Gelenkverschleiß oder große Instabilitäten behoben

werden. Nachteilig sind jedoch der große Knochenverlust und die hohe Infektionsrate (Fuchs und Jerosch 1996). Hauptproblem in der Entwicklung war die feste Verankerung im Knochen. Durch unterschiedliche Elastizitätsmodule von Metallstiel und Knochen kam es zu einer schlechten Kraftübertragung. Ungünstige Umbauvorgänge im Knochen führten im Folgendem zur Lockerung der Prothesen (Grundeis 2006).

In den 1930er Jahren erfanden Venable und Stuck die mechanisch feste und korrosionsstabile Chrom/Kobalt/Molybdän-Legierung Vitallium (Grundeis 2006).

1940 ersetzte Campbell die Femurgelenkfläche mit Metall, erzielte jedoch schlechte Ergebnisse (Insall und Scott 2005).

Judet und Crepin experimentierten 1947 mit Prothesen aus Acrylharz, die aufgrund von Materialproblemen nicht sehr erfolgreich waren (Mettelsiefen et al. 2011).

Die achsengeführten Scharnierprothesen von Walldius (1951) sowie Shiers und Young (1954 und 1963) waren etwas erfolgreicher. Walldius benutzte die Vitallium Legierung für seine Prothese. Biomechanische Schwächen waren jedoch der hohe Abrieb und die ungleichmäßige Kraftverteilung, welche wiederum zu vorzeitigen Lockerungen führte. Auch weitere Überarbeitungen der Guepar Gruppe von 1968 konnten das Grundproblem der Prothesenlockerung nicht vollständig lösen (Mettelsiefen et al. 2011).

Durch die nicht befriedigenden Ergebnisse bei den Scharniergelenken wurde sich fortwährend parallel dem Oberflächenersatz zugewandt. Vorteile sind der geringe Knochenverlust und die dadurch bessere Revisionsmöglichkeit sowie seltenere Probleme mit der Patella. Nachteile ergeben sich in der geringeren Indikationsbreite (Fuchs und Jerosch 1996).

1954 stellte MacIntosh den Beginn des Oberflächenersatzes dar. Er führte einen unikondylaren Gelenkersatz mit Acrylplateau für Varus- und Valgusfehlstellungen ein. Zusätzlich gelang Charnley 1961 mit der Gleitpaarung von Metall und Polyethylen bei Hüftendoprothesen der entscheidende Fortschritt. Gunston konnte so 1969 die erste eigentliche Oberflächenprothese auf den Markt bringen. Es war die erste zementierte polyzentrische Prothese mit einem ungekoppelten Femurschlitten und einem korrespondierendem Tibiaplateau (Insall und Scott 2005, Mettelsiefen et al. 2011).

Freeman-Swanson nahmen 1973 besonderen Einfluss auf die Ziele des Prothesendesigns. Sie entwickelten die Freeman-Swanson-Knieprothese und schenken

zudem der periprothetischen Infektion, standardisierten Operationsverfahren sowie der Balance der Weichteile besondere Aufmerksamkeit. Sie nannten zudem das angestrebte Bewegungsmaß: 5° Hyperextension sowie mindestens 90° Flexion (Insall und Scott 2005).

1974 war Insalls und Walkers bikondyläre kreuzbandersetzende „Total Condylar Prothesis“ die erste Prothese mit modernem Design (Scuderi et al. 2001). Sie zeigte einen verringerten Abrieb und keine Lockerungen. Fehler sahen Insall et al. eher in ihrer operativen Technik (Insall et al. 1979, Insall et al. 1983).

Im Folgenden erschienen mehrere verschiedene Prothesentypen, wie z. B. das Insall-Burstein-Knie, die GSB-Knieprothese und die Blauth-Knieprothese. Die Insall-Burstein-Knieprothese gilt als Grundlage für alle kreuzband-ersetzenden Prothesen (Insall et al. 1982, Scuderi et al. 2001).

Die Entwicklung von mobilen Polyethyleninlays begann 1978 mit Goodfellow und O'Connor. Der Abrieb wurde verringert und es wurde eine besserer Gelenkkonformität erreicht. Mit dem „low-contact-stress knee“ (LCS Knie) haben Büchel und Pappas 1977 diese Idee weiterentwickelt. Die bikondyläre Prothese mit einer rotierenden Plattform simuliert die natürlichen Menisken. Eine 15 Jahresüberlebensrate von 97% konnte durch die Reduktion von Druckspitzen und Torsionskräften erzielt werden (Buechel et al. 2001, Mettelsiefen et al. 2011).

1999 versuchte Hofmann eine allogene Gelenktransplantation, die jedoch aufgrund immunologischer Probleme nicht wiederholt wurde (Hofmann et al. 1999).

Aktuell werden der kreuzband-erhaltende und der kreuzband-ersetzende Oberflächenersatz von der Oberflächenprothese mit mobiler Plattform (kreuzband-erhaltend oder -ersetzend) unterschieden. Große Bedeutung besitzt heute die Weichteilbalancierung. Prothesensysteme werden häufig modular gestaltet und als Materialien werden Kobaltbasislegierungen und Polyethylen Gleitpartner verwendet (Blömer 2000).

In der Zukunft werden die Ansprüche an die Endoprothetik steigen. Jüngere Patienten möchten ohne Einschränkungen ihre sportlichen und alltäglichen Aktivitäten weiterführen. Wichtige Anforderungen sind somit, dass sich das künstliche Kniegelenk normal anfühlen soll, dass auch Kontaktsportarten, Kniebeugen und die tiefe Hocke mit Prothesen möglich sind und dass sich die Haltbarkeit weiterhin verbessert. Um diese Ziele zu erreichen, sind Weiterentwicklungen im Bereich der Therapieentscheidung, der Operationsinstrumente, der

Prothesen und der Operationszugänge zum Knie notwendig. Patienten könnten in einem früheren Stadium der Arthrose operiert werden. Die Verkleinerung der Instrumente bis zu einer arthroskopischen Totalendoprothetik wäre eventuell möglich. Sägeblatttechniken werden sich verfeinern und Navigationssysteme sowie Roboter könnten die Zukunft beeinflussen (Mont et al. 2006).

Derzeit existieren die CT-gestützte, die flouroskopische und die bildfreie Navigation sowie der durch Roboter assistierte Gelenkersatz. Vorteile bestehen in der erhöhten Genauigkeit der Fräsung und geringen Weichteilverletzung. Außerdem könnte die Standzeit durch eine verbesserte Achseneinstellung verlängert werden (Gossé et al. 1997, Gebhard et al. 2001).

Bei den Operationstechniken entwickelt sich der Trend hin zu einer vermehrten Schonung aller anatomischen Strukturen. Zukünftig könnten auch das hintere und vordere Kreuzband beibehalten werden, um einen umfassenden ligamentären Schutz des Gelenkes zu sichern. Natürlich müsste sich dafür auch das Prothesendesign ändern. Derzeit wird an einer verstärkten Modularisierung und biologischen Fixationsmöglichkeiten gearbeitet. Veränderungen im Design könnten z.B. folgende sein: eine dünnere Polyethylenschicht, getrennte Prothesenmodule für die Femurkondylen zum Erhalt der Kreuzbänder, verbesserte „mobile-bearing“ Prothesen, eine erhöhte Flexion über 120°, Sensoren innerhalb der Prothese für ein direktes Feedback intraoperativ und postoperativ im Alltag sowie individuell angefertigte Prothesen (Mont et al. 2006).

1.6 Aktuelle Zugangsmöglichkeiten zum Kniegelenk

Operationszugänge im Kniegelenk müssen bestimmte Anforderungen erfüllen. Sie sollten eine sehr gute Übersicht über das Operationsgebiet liefern, gewebeschonend sein und sich an den anatomischen Strukturen orientieren. Es sollte eine frühzeitige Mobilisation des Patienten erreicht und die Komplikationen im Bereich des Kniestreckapparates vermieden werden (Scheibel et al. 2002).

Die Entwicklung der Operationstechniken begann im 19. Jahrhundert mit dem traditionellen medialen parapatellaren Zugang nach Langenbeck (MPP) und dem medianen Zugang nach Insall. In den 80er und 90er Jahren wurde dann nach mehr physiologischeren Zugängen gesucht, wie z. B. dem Subvastus-, Midvastus- und Trivektor-Zugang. Der Trend zu minimalinvasiven Zugängen startete am Ende der 90er Jahre, konnte sich seitdem jedoch noch nicht vollends durchsetzen.

1.6.1 Medialer Parapatellarer Zugang (MPP)

Der mediale parapatellare Zugang stellt den gegenwärtigen Standardzugang in der Primärendoprothetik dar. Er wurde 1879 erstmals von Bernhard von Langenbeck beschrieben (Scheibel et al. 2002).

Die Inzision beginnt proximal der Quadricepssehne und der Bursa suprapatellaris. Der Schnitt verläuft weiter im medialen Drittel der Sehne bis zum oberen Patellapol und führt medial im Abstand von 1- 2cm um die Patella herum, bis er 1cm medial der Tuberositas tibiae endet (siehe Abb. 1). Bei der modifizierten Variante wird die Quadricepssehne nicht durchtrennt (Engh et al. 1997, Scheibel et al. 2002).

Dieser Zugang bietet eine sehr gute Übersicht und wird durch viele Operateure routiniert ausgeführt (Parentis et al. 1999, Bächli et al. 2005).

Die Komplikationsrate wurde Anfang der 90er Jahre mit 5-30% beschrieben (Hofmann et al. 1991a). Die häufigsten Komplikationen sind mit Problemen des Kniestreckapparates assoziiert (Bächli et al. 2005). Es kann z. B. zu femoropatellaren Instabilitäten, Subluxationen und Dislokation der Patella, Patellafrakturen durch Avaskularität, Rupturen der Quadricepssehne, schlechter Vitalität der Wundränder und einem erhöhtem Blutverlust kommen (Hofmann et al. 1991a, Faure et al. 1993, Cooper et al. 1999, Keating et al. 1999, Parentis et al. 1999). Außerdem ist die Notwendigkeit eines lateralen Release in bis zu 50% der Fälle beschrieben (Engh und Parks 1998). Der laterale Release beeinflusst die Patelladurchblutung (Ogata et al. 1987, Ritter und Campbell 1987, Scuderi et al. 1987, Ritter et al. 1989, Parentis et al. 1999) und kann postoperativ eine Schwäche des Quadriceps, erhöhte Schmerzen, vermehrte Entzündungen, Gelenksteifigkeit, femoropatellare Probleme sowie einen schlechter vorangehenden Rehabilitationsverlauf bedingen (White et al. 1999, Maestro et al. 2000).

Das laterale Release scheint in kausaler Verbindung zur Funktionsfähigkeit der Patella zu stehen, jedoch ist er nicht der einzige bestimmende Faktor. Scuderi beschreibt eine „kalte Patella“ in 56% der Fälle mit einem lateralen Release, jedoch auch in 15% der Fälle ohne ein laterales Release (Scuderi et al. 1987). Wenn bei der Durchführung der Arthrotomie genügend Abstand zum Patellarand gelassen wird und nicht die komplette Resektion des Fettkörpers vorgenommen wird, kann die Durchblutung der Patella geschont werden (Kayler und Lyttle 1988).

Kontraindikationen existieren nur bedingt für diesen Zugang. Lediglich für schwere Valgusdeformitäten sollte ein anderer Zugang gewählt werden.

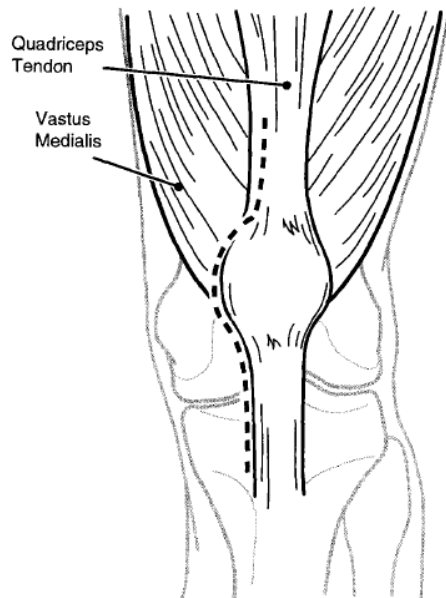


Abb. 1: Medialer parapatellarer Zugang (aus Engh et al. 1997)

1.6.2 Medianer Zugang

Der Mediane Zugang hat seinen Ursprung 1916 durch Sir Robert Jones. Er wurde dann 1971 durch John Insall wieder aufgegriffen. Dieser modifizierte diesen Zugang, so dass die ursprünglich angewandte Osteotomie der Patella vermieden werden konnte (Scheibel et al. 2002).

Die Inzision startet proximal der Patella innerhalb der Quadricepssehne und führt durch die Sehne sowie median über die Patella hinweg. Nach der Abpräparation von ventralen Fasern und dem medialen Retinakulum endet die Arthrotomie 1cm medial der Tuberositas tibiae (siehe Abb. 2) (Scheibel et al. 2002).

Dieser Zugang sorgt genau wie der MPP für eine sehr gute Übersicht, nach Insall sogar für eine bessere Freilegung des anterioren Kompartiments (Insall 1971).

Außerdem soll eine bessere Kapselnaht und eine zeitigere Flexion nach der Operation möglich sein (Insall und Scott 2005). Die Schonung der Insertion des M. vastus medialis und des medialen Retinakulums sorgt zusätzlich für eine bessere femoropatellare Stabilität (Insall 1971). Die Durchtrennung der patellaren Blutversorgung ist dennoch möglich.

Die Kontraindikationen sind denen des MPP ähnlich (Scheibel et al. 2002).

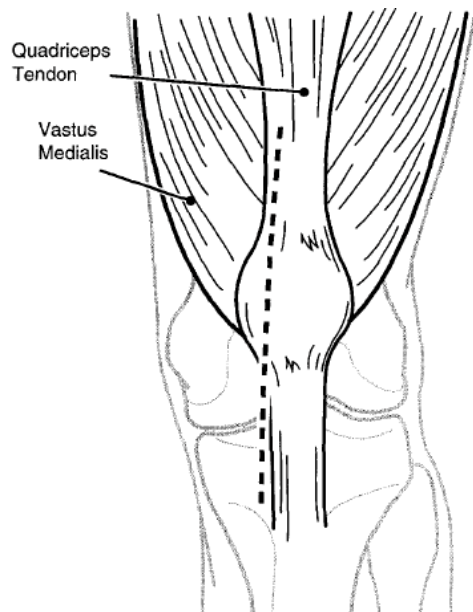


Abb. 2: Medianer Zugang (aus Engh et al. 1997)

1.6.3 Lateraler parapatellarer Zugang (LPP)

Der laterale parapatellare Zugang wurde 1985 durch Keblish zur Korrektur schwerer Valgusdeformitäten eingeführt und von Buechel weiterentwickelt (Scheibel et al. 2002).

Die Inzision beginnt median oder lateral der Quadricepssehne, führt weiter um den lateralen Rand der Patella und endet lateral neben der Tuberositas tibiae (siehe Abb.3). Auch hier gibt es verschiedene Modifikationen z. B. durch Fiddian, der großen Wert auf die Weichteilbalancierung legte (Fiddian et al. 1998, Scheibel et al. 2002). Besonderheiten der Operation sind die mögliche Osteotomie des Tuberculum tibiae mit Refixation sowie die Ablösung des Tractus iliotibialis. Komplikationen assoziiert mit der Osteotomie der Tuberositas tibiae liegen ungefähr bei einem Prozent (Arnold et al. 1999).

Durch den LPP lassen sich laterale Kontrakturen besser lösen und durch die Medialisierung des Kniestreckapparates kommt es zu einer Selbstzentrierung der Patella. Fiddian et al. (1998) beschreiben eine verbesserte Funktion des Kniegelenkes, eine bessere Blutversorgung der Patella durch Erhalt der medialen Blutgefäße, keine Wundprobleme, Schmerzfreiheit nach 12 Monaten und keinen vorderen Knieschmerz im Vergleich zum MPP. Sie empfehlen diesen Zugang für alle Valgusdeformitäten (Fiddian et al. 1998). Außerdem wurden keine Nervenverletzungen und keine Verletzungen des Ligamentum patellae festgestellt (Arnold et al. 1999).

Nachteile bestehen jedoch in der technisch anspruchsvollen Ausführung dieses Zugangs. Er erfuhr Ablehnung durch die notwendige Refixation des Tuberculum tibiae, was mit einem erhöhten operativen Aufwand einhergeht. Als Komplikationen werden die Dislokation der Tibiaschuppe oder störende Schraubenköpfe beschrieben (Arnold et al. 1999).

Kontraindikationen werden nur in vorbestehenden Narben gesehen, bei denen der Gewebsteg kleiner als 5cm wäre (Arnold et al. 1999).

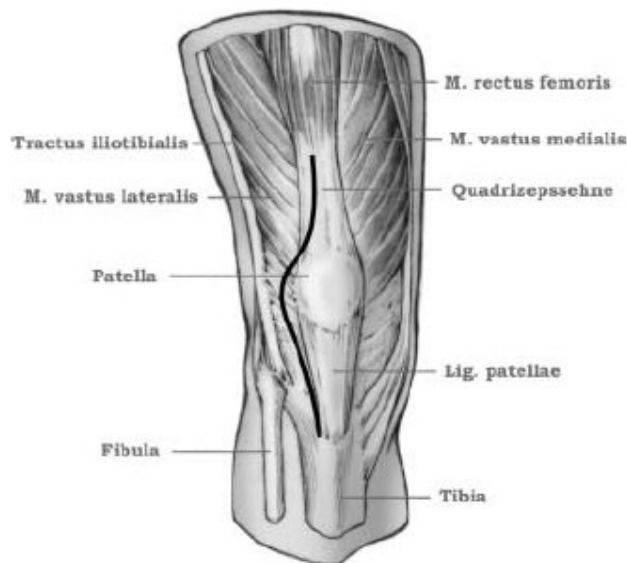


Abb. 3: Lateraler parapatellarer Zugang (aus Scheibel et al. 2002)

1.6.4 Subvastus-Zugang (SV)

Am Anfang der 1990er Jahre wurde der Subvastus-Zugang durch Hofmann in der englischen Literatur eingeführt. Er stellte einen der ersten eher physiologischen Zugänge dar.

Die Arthrotomie beginnt medial der Tuberositas tibiae. Sie verläuft dann 1-2cm medial des Ligamentum patellae bis zum distalen Rand des Vastus medialis. Nach stumpfer Präparation des Muskels vom Septum intermuskuläre, vom Periost und der Sehne des M. adduktor magnus, endet sie nach 10cm oder an der A. descendens genus. Als absolute Grenze gilt der Hiatus adductorius mit seinen Femoralgefäßen (siehe Abb. 4) (Scheibel et al. 2002).

Vorteile dieses Zugangs sind das Verschonen der Quadrizepssehne und des M. vastus medialis sowie der A. descendens genus. Weniger Patellakomplikationen, laterale Releases und Wundkomplikationen sind die Folge (Berth et al. 2007). Auch die Darstellung des Kniegelenkes sei ähnlich wie beim MPP (Hofmann et al. 1991a).

Kritische Operateure bemerkten jedoch, dass die laterale Komponente des Kniegelenkes nicht gut einsehbar wäre und die Übersicht somit begrenzt ist (Engh und Parks 1998). Weitere Nachteile sind die hohen Spannungen an der Patellasehneninsertion durch das laterale Umklappen des Kniestreckapparates und die möglichen nervalen Irritationen (Berth et al. 2007).

Als Kontraindikationen werden in der Literatur folgende genannt: Z. n. hoher tibialer Valgusosteotomie, Adipositas, Flexionskontraktur oder Steifigkeit des Gelenkes, muskulöse kurze Oberschenkel, große Valgusdeformitäten, schwere Osteopenien, Rheumatoide Arthritis sowie Narben (Hofmann et al. 1991a, Roysam und Oakley 2001, Sporer 2006, Berth et al. 2007, Bourke et al. 2010).

Bei dem Vergleich des MPP mit dem Subvastus-Zugang wurde der Subvastus-Zugang bezüglich der besseren postoperativen Muskelkraft, der früheren „straight-leg-raises“, des geringeren Schmerzes, des selteneren lateralen Releases und der somit verbesserten Blutversorgung der Patella sowie einer früheren Krankenhausentlassung in mehreren Studien favorisiert (Hofmann et al. 1991a, Faure et al. 1993, Roysam und Oakley 2001). Bourke et al. fanden jedoch keinen klinischen Benefit und eine deutlich erhöhte subjektive Schwierigkeit für die Operateure (Bourke et al. 2012).



Abb. 4: Subvastus- Zugang (aus Scheibel et al. 2002)

1.6.5 Trivector-Zugang (TV)

Der Trivector-Zugang wurde erstmalig 1993 durch Bramlett beschrieben. Er beginnt medial der Tuberositas tibiae, und wird bogenförmig 1cm medial vom Ligamentum

patellae und der Patella zum oberen Pol der Patella fortgeführt. Der Abstand vom sichtbaren Muskel-Sehnen-Übergang des M. vastus medialis sollte ca. 1cm betragen. Er stellt einen Mittelweg zwischen der MPP Exposition und dem Subvastus-Zugang mit dem Erhalt der Quadricepssehne dar (siehe Abb. 5) (Scheibel et al. 2002).

Neben der guten Übersicht ist er universell einsetzbar und soll die symmetrisch wirkenden Kräfte des Quadriceps auch postoperativ gewährleisten sowie die femoropatellare Stabilität erhalten. Außerdem soll er zu weniger lateralem Release, einer höheren postoperativen Muskelkraft sowie einer schnellen postoperativen Streckung führen (Bramlett 2006). Grund der erleichterten Rehabilitation soll die bessere Muskel-Sehnen-Heilung durch die vorhandene Quadricepsintegrität sein (Fisher et al. 1998).

Die Rate der Komplikationen ist kleiner als 1%. Kontraindikationen werden keine genannt (Bramlett 2006).



Abb. 5: Trivektor- Zugang (aus Scheibel et al. 2002)

1.6.6 Midvastus-Zugang (MV)

Ende der 1990er Jahre wurde der Midvastus-Zugang durch Gerard Engh vorgestellt (Engh und Parks 1998).

Der Schnitt beginnt medial der Tuberositas tibiae und verläuft medial des Ligamentum patellae nach proximal. Danach erfolgt die Ablösung des medialen Retinakulums und der Anteile des M. vastus medialis von der Patella bis zum oberen Pol. Von dort wird dann der M. vastus medialis in Faserrichtung gespalten.

Eine scharfe Trennung kann bis 4,5cm proximal erfolgen, danach sollte stumpf weiter präpariert werden. Insgesamt ist die Spaltung auf 10cm vom medialen superioren Patellarand begrenzt (siehe Abb. 6) (Cooper et al. 1999, Maestro et al. 2000, Scheibel et al. 2002).

Der Midvastus-Zugang soll die Vorteile von MPP, Subvastus- und Trivektor-Zugang vereinen. Er führt zu einer sehr guten Exposition des Kniegelenks, erhält die Strukturen des Kniestreckapparates (Insertion des M. vastus medialis) und trägt zu einem schnelleren Erlangen der Muskelkontrolle bei (Engh und Parks 1998). Zusätzlich ist er einfach zu operieren und die Wunde ist gut zu verschließen (Engh et al. 1997, Engh und Parks 1998). Die A. descendens genus und die A. superior medialis genus werden geschont, welche einen großen Anteil an der Patellaversorgung besitzen (Engh et al. 1997, Cooper et al. 1999).

Im Vergleich zum MPP werden kurz nach der Operation weniger Schmerzen, nur 3% laterales Release (Engh et al. 1997), eine bessere Blutversorgung der Patella, eine stabilere Führung des Femopatellargelenks, eine bessere Quadricepsstärke, geringere Narbenbildung, geringerer Blutverlust, eine schnellere Rehabilitation und kürzere Krankenhausaufenthalte beobachtet (Engh et al. 1997, Dalury und Jiranek 1999, Parentis et al. 1999, White et al. 1999, Maestro et al. 2000, Bächli et al. 2005, Kelly et al. 2006). Nach 6 Monaten finden sich jedoch bei White et al. keine Unterschiede mehr (White et al. 1999).

Typische Komplikationen sind Hämatome sowie Gefäß- und Nervenbeeinträchtigungen. Trotz Veränderungen im EMG kam es jedoch nicht zu Funktionseinschränkungen. Grund dafür kann die duale Innervation des M. vastus medialis sein (Thiranagama 1990, Gunal et al. 1992, Dalury und Jiranek 1999, Parentis et al. 1999, Kelly et al. 2006, Dalury et al. 2008). Zudem kann durch vorsichtige Operationstechnik ein Nervenschaden verhindert werden (Dalury et al. 2008).

Relative Kontraindikationen sind Adipositas, hypertroph-arthrotische Gelenke, Z. n. Umstellungsosteotomien der Tibia, Flexion im Kniegelenk unter 80° und eine kurze Statur (Engh und Parks 1998, Maestro et al. 2000).

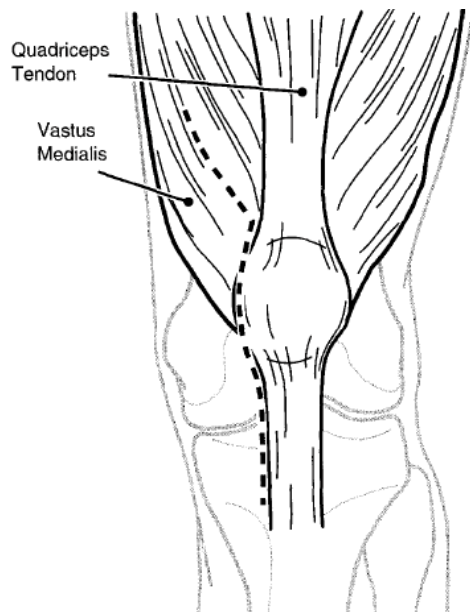


Abb. 6: Midvastus- Zugang (aus Engh et al. 1997)

1.6.7 Minimalinvasive Zugänge

Der Trend der minimalinvasiven Zugänge zum Kniegelenk startete in den späten 1990ern durch Repicci. Diese Zugänge werden als minimalinvasiv bezeichnet, da sie die Verletzung der anatomischen Strukturen des Kniegelenkes auf ein Minimum reduzieren (Cook et al. 2006b).

Es wurden mehrere „Mini-Zugänge“ aus weniger invasiven Zugängen weiterentwickelt. Zu nennen sind hier der Mini-Midvastus-, Mini-Subvastus- und der Quadsparring-Zugang. Sie können bei Problemen ohne größeren Aufwand erweitert werden.

Als Prinzipien dieser minimalinvasiven Chirurgie werden verschiedene Punkte beschrieben. Bonutti et al. fordern einen kürzeren Hautschnitt, die Schonung des Quadriceps, keine Eversion der Patella und keine anteriore Subluxation der Tibia (Bonutti et al. 2004). Die fehlende Eversion der Patella schützt vor Sehneninnenbandschäden (Hofmann und Pietsch 2007) und die fehlende Subluxation der Tibia verringert den Kapselschaden und senkt den postoperativen Schmerz (Mont et al. 2006). Das Operationstrauma soll so auf ein notwendiges Maß reduziert werden. Die ausreichende Darstellung ist jedoch wichtiger als die Hautschnittlänge (Laskin 2007, Kappe et al. 2011).

Theoretische Vorteile sind demnach weniger postoperativer Schmerz, geringerer Blutverlust, eine schnellere Rehabilitation durch ein verbessertes Körpergefühl, ein geringeres Weichteiltrauma und seltener durchgeführtes laterales Release (Alan und

Tria 2006, Cook et al. 2006a, Laskin 2006, Hofmann und Pietsch 2007, Laskin 2007, Kappe et al. 2011). Cook et al. konnten jedoch keinen Unterschied zwischen MPP und „limited MPP“ bezüglich des lateralen Releases feststellen (Cook et al. 2006a).

Probleme dieser neuen Operationstechniken bestehen in der schwierigen Implantatpositionierung, dem großen Einfluss der Lernkurve auf den Operationserfolg, der um bis zu 50% verlängerten Operationszeit und der erhöhten Rate an Wundheilungsstörungen (Alan und Tria 2006, Jackson et al. 2008, Kappe et al. 2011). Es sollte unbedingt auf eine ausreichende Hautinzisionslänge zur Spannungsentlastung geachtet werden und die „mobile-window-Technik“ für eine ausreichende Übersicht im Operationsgebiet verwendet werden (Kappe et al. 2011). Komplikationen sind u.a. suprakondylare Femurfrakturen, Seitenbandrupturen, Patellasehnenrupturen, Arthrofibrosen und Gefäßverletzungen. Zu den Kontraindikationen zählen Beuge- und Streckkontrakturen sowie Adipositas (Kappe et al. 2011).

Bis jetzt konnten sich die minimalinvasiven Zugangsmöglichkeiten nicht durchsetzen. Das Risiko von Fehlpositionierungen und Wundheilungsstörungen ist vielen Autoren zu hoch. Außerdem würde z.B. der „Quadsparing-Zugang“ von Tria und Coon eine Umstellung der Operationstechnik verlangen (Tria und Coon 2003, Kappe et al. 2011). Auch die Patienten müssen sorgfältig ausgewählt werden, was die Anwendbarkeit der Zugänge einschränkt (Alan und Tria 2006). Die bis jetzt nur für eine kurze postoperative Phase erzielten Vorteile, können die noch bestehenden Schwierigkeiten nicht vollends aufwiegen (Hofmann und Pietsch 2007).

2 Zielstellung

Bei Untersuchungen mittels klinischer Bewertungen von implantierten Knieendoprothesen wurden beim Vergleich von Midvastus- und medialen parapatellaren Zugang bereits innerhalb der frühen postoperativen Phase ein geringerer Schmerzmittelverbrauch sowie eine schnellere Rehabilitation bei Verwendung des Midvastus-Zuganges festgestellt (Engh et al. 1997, Dalury und Jiranek 1999, Parentis et al. 1999, White et al. 1999, Maestro et al. 2000, B  this et al. 2005). In der späten postoperativen Phase führten beide Operationszugänge zu den gleichen klinischen Ergebnissen (White et al. 1999). Es ist jedoch davon auszugehen, dass sich infolge der unterschiedlichen Traumatisierung der Quadricepssehne Unterschiede im funktionellen Ergebnis zwischen beiden Zugängen zeigen müssten.

Durch den Einsatz einer Ganganalyse können die komplexen, dynamischen Mechanismen, die auf den Bewegungsapparat wirken, erfasst werden. Es ergeben sich hieraus verbesserte Möglichkeiten für die Bewertung der verschiedenen Operationstechniken bezüglich des objektiven Gangbildes, des Beginns und der Dauer der Rehabilitation sowie der Patientenzufriedenheit.

Ziel der Arbeit war es, mittels instrumenteller Ganganalyse zu vergleichen, ob und wie sich das Gangbild während und nach der Rehabilitation entwickelt und ob einer der beiden Zugänge bei der Implantation von Knieendoprothesen prinzipiell zu bevorzugen wäre. Im Rahmen einer einfach verblindeten randomisierten Studie sollten die Ergebnisse nach Verwendung beider Zugänge bis zu 6 Monate postoperativ verglichen werden.

Primärer Endpunkt war der Vergleich der Ganganalysen. Sekundäre Endpunkte waren der Knee-Society-Score und WOMAC Score. Zusätzlich wurden klinische Parameter wie der OP-Verlauf, Laborwerte, die Mobilisation und das Schmerzverhalten erfasst.

3 Methodik

3.1 Patienten

3.1.1 Patientenkollektiv

Die benötigte Probandenanzahl wurde durch eine im Voraus berechnete Poweranalyse auf 9 Probanden für jede Interventionsgruppen festgelegt (siehe Punkt 3.10.1 Poweranalyse). Letztlich wurde wegen eines theoretisch zu erwartenden drop-outs von 10% nach 21 Patienten die Rekrutierung für die Studie beendet. Insgesamt wurden 12 Frauen und 9 Männer integriert.

In der Midvastus-Gruppe befanden sich 5 Frauen und 6 Männer, wobei zwei Männer nicht zum Nachuntersuchungstermin nach der Anschlussheilbehandlung und 6 Monate postoperativ erschienen sind. In der Gruppe mit medialen parapatellarem Zugang befanden sich 7 Frauen und 3 Männer, wovon alle die Studie beendet haben. In der Kontrollgruppe befanden sich 29 Frauen und 24 Männer.

Das durchschnittliche Alter aller Gruppen betrug $62,9 \pm 7,3$ Jahre [61,2; 64,6] und war normalverteilt. Der Median lag bei 63,4 Jahren.

Der Mittelwert des Alters der MV-Gruppe betrug $68,3 \pm 8,4$ Jahre [63,0; 74,3], der Median lag bei 70 Jahren. Das Alter der MV-Gruppe war normalverteilt. Der Mittelwert der MPP-Gruppe betrug $60,6 \pm 6,1$ Jahre [56,3; 65,0], der Median lag bei 59 Jahren. Auch das Alter der MPP-Gruppe war normalverteilt.

Das durchschnittliche Alter des Normalkollektivs betrug $62,2 \pm 6,8$ Jahre [60,3; 64,0], der Median lag bei 63,4 Jahren. Das Alter der Kontrollgruppe war normalverteilt.

3.1.2 Patientenrekrutierung

Die Patientenselektion erfolgte am Tag der Aufnahme im Rudolf-Elle-Krankenhaus Eisenberg direkt auf Station. Dabei wurden definierte Ausschluss- und Einschlusskriterien (siehe Punkt 3.2) beachtet. Der Patient wurde über den ganzen Umfang dieser Studie aufgeklärt und unterschrieb die Aufklärung und Einwilligung (siehe Anhang 1).

3.1.3 Ethikkommissionsvotum

Die Studie wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität bewilligt (Nummer und Datum: 3410-03/12).

3.2 Ein- und Ausschlusskriterien

3.2.1 Einschlusskriterien

- einseitige primäre Varusgonarthrose
- informierte Einwilligung und Aufklärung
- nahegelegener Wohnort zu Eisenberg
- keine zusätzlichen Beeinträchtigungen des Bewegungsapparates, die das Gangbild beeinflussen könnten
- freies Gehen ohne Gehhilfe
- keine bereits vorhandenen Knie- oder Hüftendoprothesen
- Bewusstsein über den vollen Umfang der Studie

3.2.2 Ausschlusskriterien

- Valgusgonarthrose
- beidseitige Gonarthrose oder Coxarthrose
- bereits bestehende Knie- oder Hüftendoprothesen
- Arthrofibrose nach Vor-Operation
- zusätzliche Beeinträchtigungen des Bewegungsapparates, die das Gangbild beeinflussen
- Gehen nur mit Gehhilfe möglich
- weit entfernter Wohnort zu Eisenberg
- Unfähigkeit zum Erfassen des Umfangs der Studie
- bekannter Drogen- und/oder Medikamentenmissbrauch

3.3 Studienaufbau

3.3.1 Randomisierung

Die Randomisierung erfolgte durch eine „blockweise Randomisierung mit einer Blocklänge von 5“, wobei nach 20 Patienten das Gleichgewicht wieder hergestellt wurde.

3.3.2 Präoperative Untersuchungen

Nach der Aufklärung und Einwilligung des Patienten am Aufnahmetag wurde durch den aufnehmenden Arzt der Knee-Society-Score erfasst. Danach wurde im

Ganglabor eine präoperative Ganganalyse durchgeführt. Zusätzlich wurde die Akte des Patienten mit der Aufschrift „Studienpatient“ versehen.

3.3.3 Operationsverlauf

Die Festlegung des Operationszuganges erfolgte anhand der verblindeten Umschläge konsekutiv nach Anweisung durch die „study nurse“ unmittelbar vor dem Hautschnitt. Allein die „study nurse“ war im Besitz der randomisierten Abfolge der zwei verschiedenen Operationszugänge. Der Operateur wusste somit bis kurz vor der Operation nicht, welcher der Zugänge gewählt wurde. Da insgesamt vier verschlossene und nicht nummerierte Umschläge mit je fünf Patienten mit unterschiedlicher Zahl und Folge der Operationsmethode vorlagen, konnten weder durch den Operateur noch durch die „study nurse“ Vorhersagen bezüglich der Wahl des Zuganges getroffen werden. Außerdem blieb verblindet, welcher Patient mit welchem Zugang operiert wurde. Es wurde bei allen Patienten die gleiche mediane Hautinzision verwendet, so dass postoperativ alle Patienten die gleiche Narbe trugen. Aufgrund dessen konnte nach Wundverschluss nicht mehr auf den verwendeten Zugang geschlossen werden. Diese Unterlagen verblieben bis zum Ende der Studie allein im Besitz der „study nurse“, so dass bis zum Abschluss aller Untersuchungen keine vorherige Entblindung möglich war. Notfallmäßige Einsicht in den OP-Bericht hatte ausschließlich ärztliches Personal und kein anderes beteiligtes Personal.

3.3.4 Postoperative stationäre Phase

Während des stationären Aufenthalts wurden die Operationsdauer, der Blutverlust, die Dauer der Blutsperrung sowie die Anzahl der infundierten Erythrozytenkonzentrate und Komplikationen aufgelistet. Außerdem wurden erfasst: die Laborwerte Hb, Hk, CrP und Leukozytenzahl (präoperativ und postoperativ am Tag 1, 2/3 sowie 7-9), der Schmerzmittelverbrauch (insgesamt) und die Lagedauer des Femoralkatheters, die Schmerzangabe unter Verwendung einer Visuellen-Analog-Skala (0-10) und der Mobilisationsfortschritt (siehe Punkt 3.7), der Zeitpunkt der Drainageentfernung sowie die Dauer des stationären Aufenthaltes.

Zusätzlich kümmerte sich der behandelnde Stationsarzt um die Ambulanzterminvergabe nach der Anschlussheilbehandlung und für 6 Monate postoperativ. Die Nachuntersuchungen erfolgten alle durch einen Untersucher, der keine Kenntnis über den verwendeten Zugang besaß.

3.4 Operationszugänge

Bei beiden Operationsmöglichkeiten wurde eine mediane Hautinzision durchgeführt.

3.4.1 Medialer parapatellarer Zugang

Der MPP wurde, wie in der Einleitung unter 1.6.1 beschrieben, durchgeführt (siehe Abb. 1).

3.4.2 Midvastus-Zugang

Der MV wurde, wie in der Einleitung unter 1.6.6 beschrieben, durchgeführt (siehe Abb. 6).

3.5 Verwendete Prothesenart

Es wurde bei 18 von 21 Patienten die LCS Complete® Prothese von der Firma DePuy® (Depuy Orthopaedics, Kinkel, Deutschland) verwendet. Dies ist eine bikondyläre Prothese auf Grundlage des „mobile-bearing-Systems“ von Büchel und Pappas, welches 1977 erstmals vorgestellt und in den folgenden Jahren durch klinische Studien überprüft wurde (Buechel und Pappas 1986, Buechel et al. 2001, Buechel 2004).

Während der über 30 Jahre in klinischer Verwendung wurde die LCS-Prothese stetig weiterentwickelt, wobei das Grundprinzip von 1977 beibehalten wurde. Sie ermöglicht einen nahezu physiologischen Bewegungsumfang durch eine rotierende Plattform. Die großen Kontaktflächen zwischen femoraler Komponente und Tibiaplateau senken zudem die Druckbelastung. Durch eine Reduktion von Druckspitzen und Torsionskräften wird die Abnutzung der Materialien reduziert und die Standzeit der Prothese verlängert. Die 15 Jahresüberlebensraten erreichen bis zu 98% (Buechel 2004, Mettelsiefen et al. 2011, Hopley et al. 2013).

Seit 2001 ist das LCS Complete® System von der Firma DePuy® auf dem Markt. Dies ist ein modulares System, welches sich spezifisch an die individuellen Bedürfnisse intraoperativ anpassen lässt. Die Prothesenteile können bezüglich des Zerstörungsgrad des Kniegelenkes ausgesucht, individuell kombiniert und zementfrei oder zementiert eingesetzt werden. Die Metallimplantate bestehen aus einer Kobalt/Chrom/Molybdän- Legierung mit geringem Nickelzusatz. Die Kunststoffteile bestehen aus ultra-hoch-molekularem Polyethylen (UHMWPE) (DePuy 2002).

Bei zwei Patienten wurde eine AMC II® Prothese der Firma Corin® und bei einem Patienten eine ACS® (Advanced Coated System) Prothese der Firma Implantcast® verwendet, da diese Patienten eine Nickelallergie oder multiple Allergien besaßen. Beide Prothesen basieren wie die LCS Prothese auf dem „mobile-bearing“ System. Die AMC® Prothese und die ACS® Prothese sind mit einer keramischen Titannitrid Beschichtung überzogen, was zu einer erhöhten Biokompatibilität führt und vermehrten Schutz bei Allergien bedeutet (Implantcast 2009, Corin 2010). Die Prothesenversion der Firma DePuy® für Allergiker stand zu dem Zeitpunkt der Studie der Klinik des Rudolf-Elle Krankenhauses in Eisenberg nicht zur Verfügung.

3.6 Radiologische Untersuchung

Die Beurteilung des Prothesensitzes nach Primärimplantation einer Knie-TEP wurde mittels der Planungssoftware mediCAD classic®-Modul Biometrie (Hectec GmbH, Landshut) durchgeführt. Hierbei wurde auf die postoperative anatomische Achse zwischen Femur und Tibia geachtet. Außerdem wurden der anatomische distale laterale Femurwinkel (aDLFW), der mediale proximale Tibiawinkel (MPTW), der proximale posteriore Tibiawinkel (PPTW), der Slope und die Patellahöhe (prä- sowie postoperativ) bestimmt.

Für die Bestimmung der anatomischen Achsenstellung des Kniegelenkes wurden die postoperativen Röntgenaufnahmen des Kniegelenkes in anterior-posteriorer Ausrichtung verwendet. Es wurden die anatomischen Achsen des distalen Femurs und der proximalen Tibia bestimmt und deren Winkel zueinander gemessen (siehe Abb. 7).

Der aDLFW wurde zur Beurteilung der Prothesenkomponente des Femurs gemessen. Dafür wurde die anatomische Achse des distalen Femurs im ap-Röntgenbild eingezeichnet, eine Tangente an beide Femurkondylen angelegt und der Winkel zwischen beiden Linien gemessen (siehe Abb. 7).

Zusätzlich wurde im anterioren-posterioren Strahlengang der MPTW gemessen. Hierfür wurde im postoperativen ap-Röntgenbild die anatomische Achse der proximalen Tibia bestimmt und eine zweite Linie zwischen dem medialen und lateralen Ende des Prothesenteils auf dem Tibiaplateau eingezeichnet. Der Winkel dieser beiden Hilfslinien stellt den MPTW dar (siehe Abb. 7).

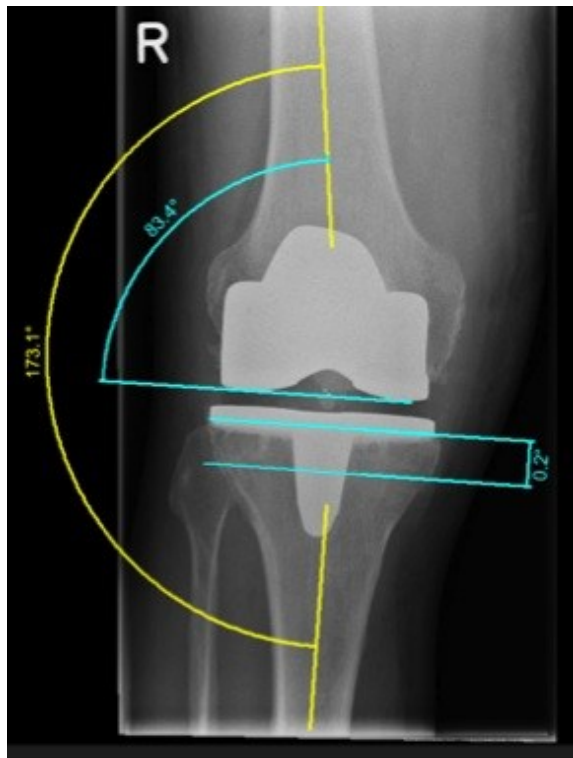


Abb. 7: anterior-posteriore Röntgenbild des Kniegelenkes mit anatomischer Achse (gelb), MPTW und aLDFW (hellblau)

Der PPTW wurde zur Beurteilung des Tibia-Slopes in der postoperativen seitlichen Röntgenaufnahme gemessen. Dazu wurde die anatomische Achse der proximalen Tibia bestimmt und eine weitere Linie zwischen anteriorem und posteriorem Ende des Prothesenteils auf dem Tibiaplateau eingezeichnet. Der PPTW stellt den Winkel zwischen diesen beiden Hilfslinien dar (siehe Abb. 8). Der Slope berechnet sich aus 90° minus gerundetem PPTW (Wirtz et al. 2011).

Am Ende wurde im seitlichen Strahlengang vor und nach der erfolgten Operation die Patellahöhe bestimmt. Dazu wurde die radiologische Einteilung von Insall und Salvati verwendet. Hierbei wird die Länge der Patellarsehne durch den größten diagonalen Durchmesser der Patella dividiert und somit die Höhe der Patella bestimmt (Insall und Salvati 1971) (siehe Abb. 8).



Abb. 8: seitliches Röntgenbild des Kniegelenkes mit PPTW und Slope (hellblau) sowie Patellahöhenbestimmung nach Insall und Salvati (grün)

3.7 Visuelle Analogskala (VAS) und Physiotherapieprotokoll

Um den Schmerz- und den Physiotherapiefortschritt festzuhalten, wurden eine VAS (postoperativ am Tag 1./2. und 3./5. sowie am Entlassungstag) und ein Physiotherapieprotokoll (präoperativ, am 1./2. und 3./5. postoperativen Tag, am Entlassungstag) angefertigt. Zwei Physiotherapeuten stellten sicher, dass jeder Studienpatient auf seinen Schmerz und seinen Mobilisationsfortschritt überprüft wurde. Das Bewegungsausmaß des Kniegelenkes wurde in Flexion, Extension und „Range of Motion“ geprüft. Eine Visuelle Analogskala im Liegen, Stehen und bei Mobilisation durch den Patienten wurde ausgefüllt (0-10, 0=keine Schmerzen, 10=starke Schmerzen). Die Fortschritte im Gang, z.B. Zeitpunkt „straight-leg-raise“, Zeitpunkt „3-Punkt-Gang“, Zeitpunkt „4-Punkt-Gang“ und Zeitpunkt „freies Laufen“ wurden notiert. Jeder Patient erhielt je einen Bogen bezüglich Schmerz und Mobilisation, welcher bis zum Entlassungstermin bei den Physiotherapeuten verblieb und danach in die Patientenakte abgeheftet wurde (siehe Anhang 2). Beide Physiotherapeuten wussten nicht welcher Zugang beim jeweiligen Patienten verwendet wurde.

3.8 Funktionsscores

3.8.1 Knee-Society-Score (KSS)

Der Knee-Society-Score ist ein weit verbreiteter und akzeptierter Test für die Überprüfung der Funktionalität des Kniegelenks nach einer Knieendoprothese (Kreibich et al. 1996, Liow et al. 2000, Medalla et al. 2009). Er besteht aus 2 Teilen: dem objektiven Kniescore und dem subjektiven funktionellen Funktionsscore. Beim ersten objektiven Teil werden Schmerzen, Bewegungsausmaß und Stabilität des Kniegelenkes erfragt und untersucht. Abzüge werden aufgrund von Beugekontrakturen, Streckdefiziten und Achsenfehlstellungen vorgenommen. Der zweite Teil umfasst die täglichen Aktivitäten wie das Gehen und das Treppensteigen. Hier werden Abzüge verteilt, wenn der Patient Gehhilfen benötigt. Es können pro Teil maximal 100 Punkte erreicht werden (siehe Anhang 3) (Insall et al. 1989).

Der KSS wurde präoperativ vom aufnehmenden Stationsarzt erfragt. Am Ende der Anschlussheilbehandlung und nach 6 Monaten postoperativ wurde der Fragebogen im Rahmen des Ambulanztermins durch den untersuchenden Arzt ausgefüllt. Jedes Testergebnis wurde in die Patientenakte geheftet. Die resultierenden Punktzahlen wurden später verglichen und ausgewertet.

3.8.2 WOMAC Score

Der „Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index“ ist ein patientenorientierter krankheitsspezifischer Test für Knie- und Hüftarthrosen. Er kann vom Patienten mit geringem Zeitaufwand selbst durchgeführt werden und wurde in über 60 Sprachen übersetzt (McConnell et al. 2001, Bellamy 2002, Quintana et al. 2005, Yang et al. 2007).

Der WOMAC-Score umfasst drei Dimensionen: Schmerzen, Steifigkeit und Schwierigkeiten im Alltag (Funktion). Die Schmerzen werden bezüglich Treppen hinauf- und heruntersteigen, nachts im Bett liegen, Sitzen oder Liegen, Gehen auf ebenem Boden sowie beim aufrechten Stehen angegeben. Die Steifigkeit wird morgens und tagsüber erfasst. Zuletzt werden die Schwierigkeiten im Alltag bestehend aus 17 Unterpunkten erfasst (u.a. Tätigkeiten wie anstrengende Hausarbeiten, Einkaufen gehen oder Socken anziehen). Der WOMAC besitzt dabei eine gute Validität in Bezug auf ältere Patienten (Roos und Toksvig-Larsen 2003). Insgesamt ergibt sich dann aus diesen drei Unterkategorien ein Globalindex (siehe Anhang 4).

Der WOMAC-Score wurde bei jeder Ganganalyse vom Patienten erfragt und danach in die Patientenakte geheftet. Die ermittelten Teil- und Globalindizes wurden dann verglichen und ausgewertet.

3.9 Ganganalyse

Die Ganganalyse ist ein etabliertes Verfahren. Es wurde schon zur Beurteilung von Operationszugängen bei Hüft- und Knieendoprothesen verwendet (Webster et al. 2003, Smith et al. 2006, Chiu und Wang 2007, Liebensteiner et al. 2008, Sander et al. 2012a, Sander et al. 2012b). Es ermöglicht eine objektive Qualitäts- und Erfolgskontrolle von Therapiemöglichkeiten sowie von Rehabilitationserfolgen (Mittlmeier und Rosenbaum 2005).

Die Ganganalyse wurde einmal präoperativ, am Ende der Anschlussheilbehandlung und 6 Monate postoperativ durchgeführt. Der erste Termin wurde durch den Stationsarzt, der den Patienten rekrutierte, organisiert. Die letzten beiden Termine wurden im Rahmen der Ambulanztermine am Ende der Anschlussheilbehandlung und 6 Monate postoperativ wahrgenommen.

3.9.1 Technische Grundlagen

Es wurde ein 3-dimensionales Bewegungsanalysesystem (Vicon 460, Oxford Metrics Ltd., Oxford, GB) mit 6 Infrarotkameras (VCam, Bildrate 100 Hz) in Kombination mit 3 Kraftmessplatten (einmal Kistler – Kistler Instrumente AG, Winterthur, CH; 2-mal AMTI – AMTI, Watertown, USA) benutzt. Das Programm „Workstation“ wurde für die Datenerfassung und Bearbeitung verwendet. Die Auswertung lieferte das Programm Polygon® (Oxford Metrics, GB).

Die hochauflösenden Mehrkamerasysteme sendeten Lichtimpulse aus, welche durch Marker am Patienten reflektiert und durch die Kameras wiederum detektiert wurden. Sie sendeten im Folgenden die Werte an den Computer, der dann eine segmentale Strichfigur erstellte (siehe Abb. 9). Durch die im Fußboden eingelassenen Kraftmessplatten konnten dann mit Hilfe der inversen Dynamik mittels Modellberechnungen Gelenkdrehmomente berechnet werden.

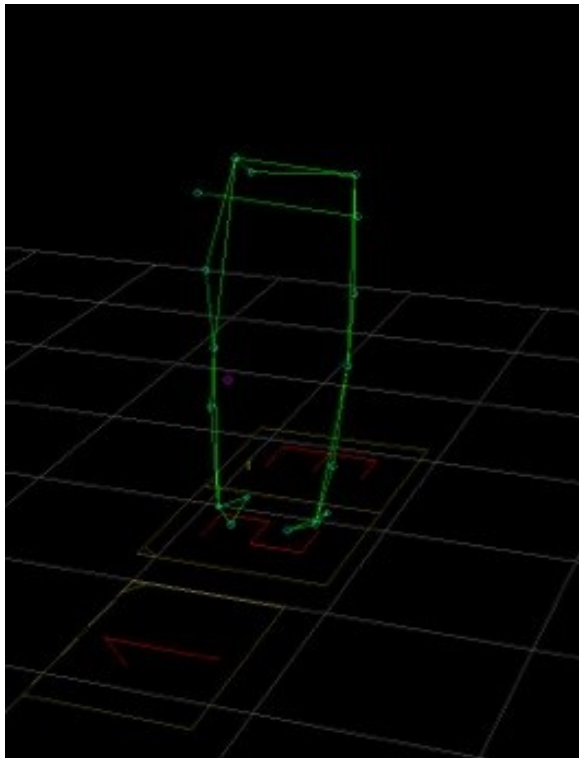


Abb. 9: Segmentale Strichfigur

Der analysierte Doppelschritt wurde normiert (100%) und in eine Stand- (60%) und Schwungphase (40%) eingeteilt (Sander et al. 2012b) (siehe Abb.10).

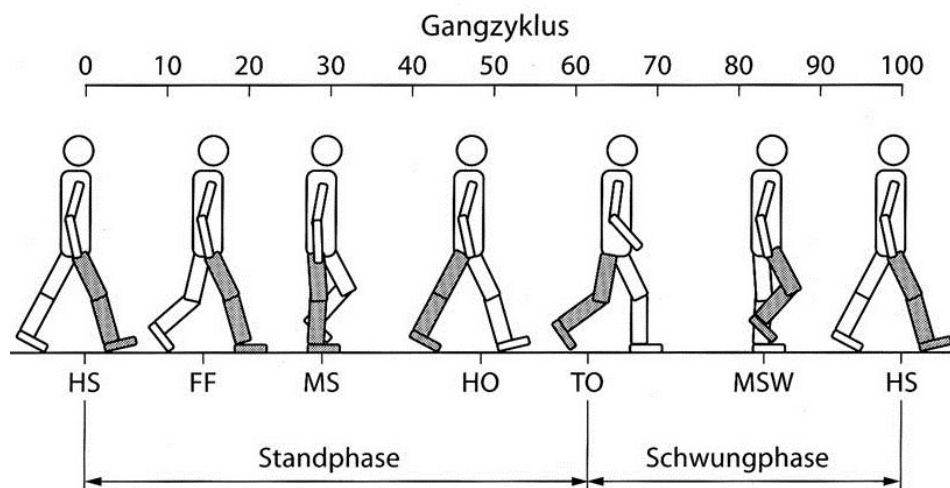


Abb. 10: Phasen und charakteristische Zeitpunkte innerhalb eines Gangzyklus (HS=heel strike; FF=foot flat; MS=mid-stance; HO=heel off; TO=toe off; MSW=mid swing) (Beckers und Deckers 1997)

3.9.2 Ablauf der klinischen Ganganalyse

Zu Beginn jeder Untersuchung wurde die Anlage kalibriert. Danach wurden kugelförmige reflektierende Marker mit doppelseitigem Klebeband auf 17 definierte anatomische Landmarken des Patienten geklebt. Diese Körperpunkte waren jeweils beidseits die Ferse, der zweite Metatarsalknochen des Fußes, das Sprunggelenk (Malleolus lateralis), die Tibia (unsymmetrisch- links höher als rechts), das Knie (Condylus femoralis lateralis), der Oberschenkel, der Trochanter major, die Spina iliaca anterior superior und das Os Sacrum (siehe Abb. 11). Dies entspricht dem Plug-In-Gait (PIG) Markermodell. Es wurden die Sprunggelenks- und Kniebreiten sowie die Beinlängen vom Trochanter major bis zum Malleolus lateralis gemessen.

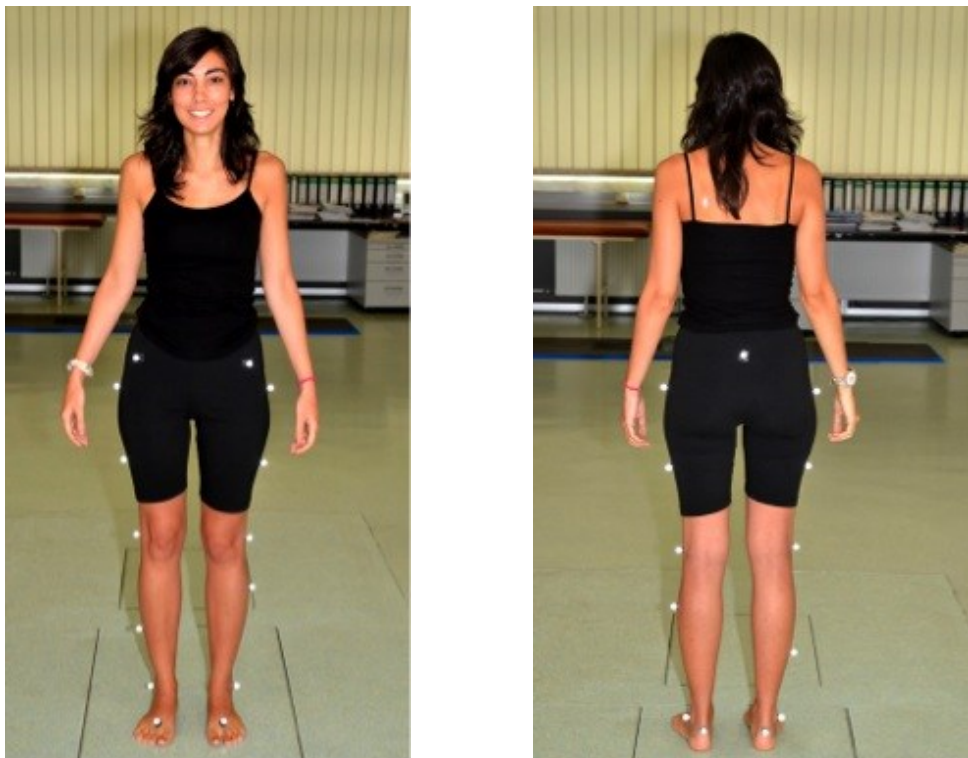


Abb. 11: Markeranordnung des Plug-In-Gait Modells von vorn (links) und hinten (rechts)

Im nächsten Schritt musste der Patient eine ebene, ca. 10m lange Laufstrecke („Walkway“) 10 mal in einem selbstgewählten Tempo absolvieren. Zwischen den Wiederholungen wurde darauf geachtet, die Pausen gering zu halten, um ein kontinuierliches Gangbild zu erhalten. Aus den 10 Wiederholungen wurde der Mittelwert für die Bewegungen im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk, als auch für die Gelenkbelastungen berechnet.

3.9.3 Untersuchte Parameter

Zur Analyse wurden folgende Parameter des operierten Beines herangezogen:

- a) Bodenreaktionskraft (Maxima und Minima): vertikal (z), horizontal (x) und frontal (y) (siehe Abb. 12)

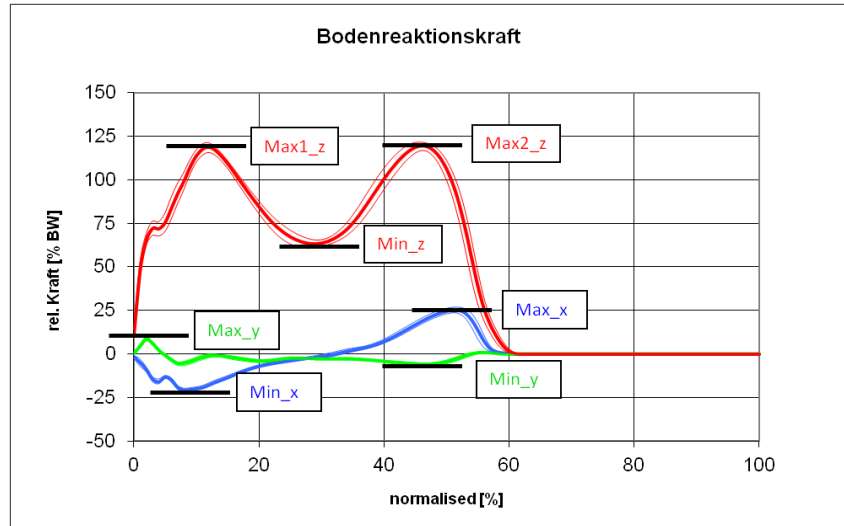


Abb. 12: Normwerte der Bodenreaktionskräfte normiert auf einen Doppelschritt

- b) relative Zeit-Distanz-Parameter: Kadenz, Doppelunterstützung, Zykluszeit, Standphase, Schrittlänge, Ganggeschwindigkeit
c) Winkel (Maxima, Minima und Range): Becken-, Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel sagittal sowie frontal (Beispiel siehe Abb. 13)

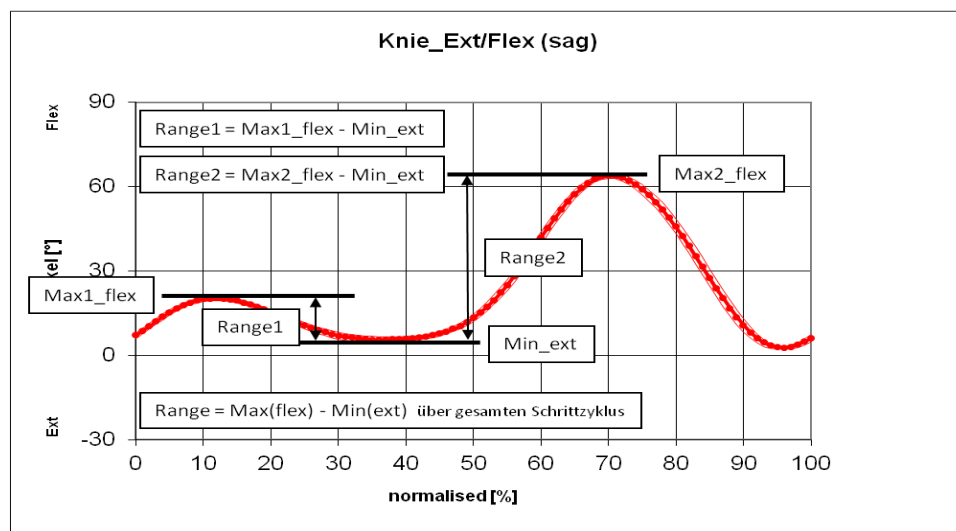


Abb. 13: Normwerte der sagittalen Winkel/Ranges im Kniegelenk normiert auf einen Doppelschritt

- d) relative Gelenkmomente (maximale, minimale und Range): Hüft-, Knie- und Sprunggelenkmomente sagittal sowie frontal (Beispiel siehe Abb. 14 und 15)

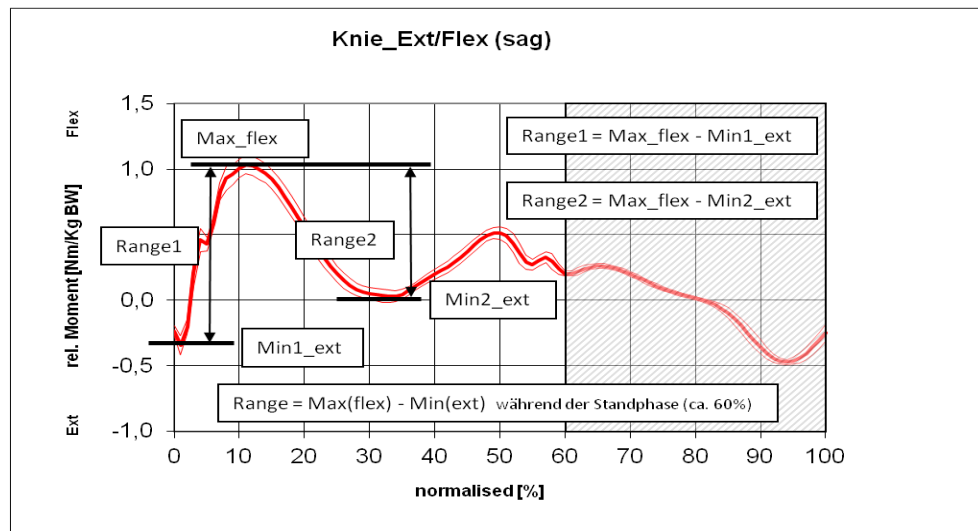


Abb. 14: Normwerte der relativen sagittalen Gelenkmomente/Ranges im Kniegelenk normiert auf einen Doppelschritt

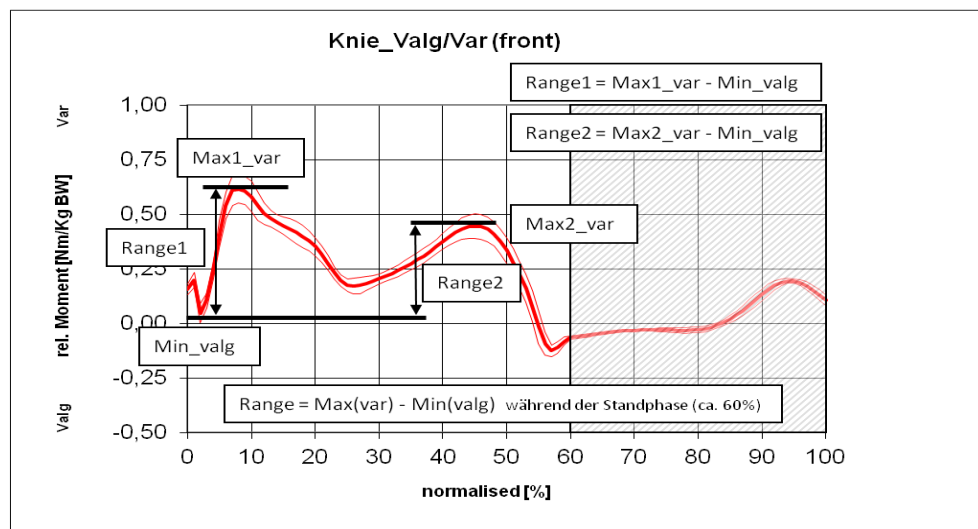


Abb. 15: Normwerte der relativen frontalen Gelenkmomente/Ranges im Kniegelenk normiert auf einen Doppelschritt

e) Leistungen (absorbiert, generiert und Range): Hüft-, Knie- und Sprunggelenksleistung (Beispiel siehe Abb. 16)

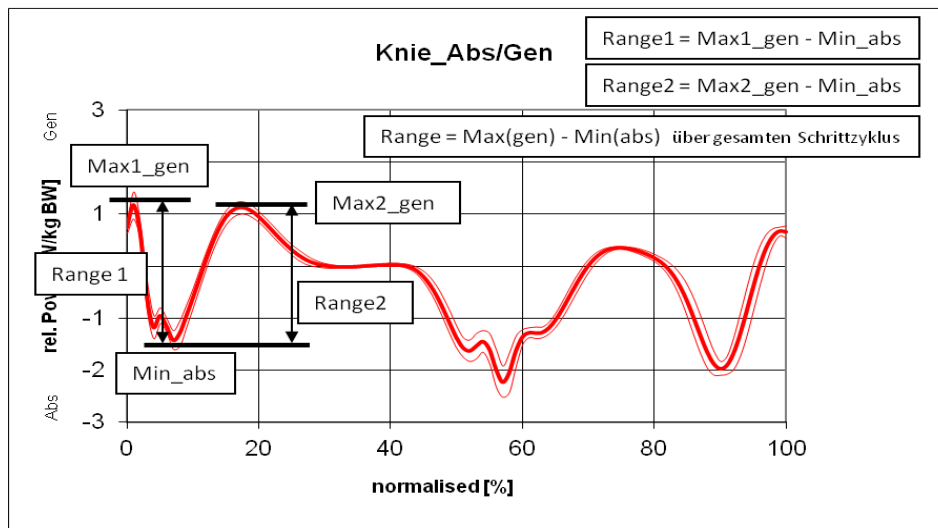


Abb. 16: Normwerte der absorbierten und generierten Leistung/Ranges im Kniegelenk normiert auf einen Doppelschritt

Bei der Kontrollgruppe wurde das linke Bein verwendet. Da bei Gesunden von einem symmetrischen Gangbild ausgegangen werden kann (Götz-Neumann 2011), wurde auf ein Seitenvergleich verzichtet.

Außer den Gelenkwinkeln wurden die untersuchten Ganganalyseparameter bezüglich der Körpergröße und des Körpergewichts normiert.

3.10 Statistik

3.10.1 Poweranalyse

Die geplanten Untersuchungen sollten mit einer ausreichenden Fallzahl durchgeführt werden. Dazu wurden Poweranalysen durchgeführt.

Generell wurde von einer Power von 0,8 (20% Fehler-Niveau) bei zweiseitiger Fragestellung und von einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% ausgegangen (Cohen 1969) (verwendetes Programm: G*Power, 2006). Für die Ganganalyse-Parameter wurde eine Normalverteilung der Werte angenommen. Demzufolge waren parametrische Tests möglich.

Da zunächst nur auf Voruntersuchungen zwischen Patienten und Gesunden zurückgegriffen werden konnte, wurde die jeweils errechnete Effektstärke für den Vergleich der beiden zu untersuchenden Patientengruppen halbiert, um den zu erwartenden geringeren Effekt abzuschätzen.

Da unklar war, welcher Parameter zur Bestimmung der Effektgröße genutzt werden soll, wurde für die Ganganalyse als Zielparameter der Range des „relativen sagittalen Kniemoments“ gewählt, da hier größere Unterschiede zu erwarten waren. Aus Voruntersuchungen wurde für diesen Parameter eine Effektstärke von 3,01 beim Vergleich Gesunder und endoprothetisch versorgter Patienten ermittelt (Gesunde: MW $1,336 \pm 0,291$ Nm/kg KG; Patienten: MW $0,625 \pm 0,174$ Nm/kg KG). Damit wäre ein Stichprobenumfang von lediglich 4 Patienten pro Gruppe erforderlich gewesen. Beim Vergleich von Patienten untereinander ergab sich bei halbiertem Effektstärke ein Wert von jeweils 9 als notwendige Patientenzahl. Unter Beachtung eines „drop outs“ von 10% waren somit pro Gruppe 10 Patienten zu rekrutieren.

3.10.2 Statistische Berechnungen

Die statistische Analyse wurde mit dem Programm IBM SPSS statistics Version 19 durchgeführt. Für jeden Parameter wurde als erstes eine deskriptive Statistik durchgeführt, um Mittelwerte, Standardabweichungen und Mediane zu bestimmen. Prinzipiell ist bei ganganalytischen Messwerten von einer Normalverteilung auszugehen. Aufgrund der geringen Probandenzahl wurden jedoch parameterfreie Tests gewählt. Abhängig von dieser Entscheidung wurden folgende Testverfahren angewendet:

- a) Vergleich von Parametern im zeitlichen Verlauf (innerhalb einer Patientengruppe) zur Dokumentation des Behandlungsfortschrittes:
 - Friedman-Test für eine generelle Abhängigkeit der Werte voneinander
 - Wilcoxon-Test für zwei verbundenen Stichproben

- b) für den Vergleich von Parametern zwischen den Probandengruppen (je Zeitpunkt) und zu einer gesunden Kontrollgruppe zur Dokumentation der Auswirkung beider Behandlungsmethoden auf das postoperative Outcome
 - Mann-Whitney-Test (u-Test) für zwei unabhängige Stichproben (bei nicht normalverteilten Werten)
 - Exakter Test nach Fisher für nominale Werte (z.B. für die Geschlechterverteilung)

Für die Untersuchung von Korrelationen zwischen zwei Werten wurde aufgrund der geringen Probandenzahl der bivariate Spearman-Test angewendet.

Ein signifikanter Unterschied für einen Parameter im zeitlichen Verlauf bzw. zwischen den Patientengruppen lag dann vor, wenn der p-Wert $<0,05$ war (Irrtumswahrscheinlichkeit kleiner 5%).

Die Ergebnisse wurden in folgender Weise angegeben: Mittelwert \pm Standardabweichung [95%iges Konfidenzintervall].

Die statistischen Grundlagen wurden mit dem Medizinischen Institut für Statistik im Vor- und Nachfeld besprochen.

4 Ergebnisse

4.1 Anamnestische Daten

In der MV-Gruppe lag das durchschnittliche Alter bei $68,6 \pm 8,3$ Jahren [63,0; 74,3], in der MPP-Gruppe bei $60,7 \pm 8,4$ Jahren [56,3; 65,0]. Die MPP-Gruppe war somit im Mittel um 8 Jahre jünger als die MV-Gruppe ($p=0,01$). Die Kontrollgruppe für die Ganganalyse besaß ein durchschnittliches Alter von $62,2 \pm 6,8$ Jahren [60,3; 64,0]. Sie war damit im Mittel 6,4 Jahre jünger als die MV-Gruppe ($p=0,015$), jedoch nicht signifikant unterschiedlich zur MPP-Gruppe (siehe Abb. 17).

Der mittlere präoperative BMI in der MV-Gruppe betrug $31,4 \pm 5,2$ kg/m² [27,5; 35,4], blieb nach 5 Wochen konstant ($30,9 \pm 5,2$ kg/m² [26,9; 34,9]) und stieg nach 6 Monaten leicht an ($33,0 \pm 5,0$ kg/m² [29,2; 36,9]; $p=0,03$). In der MPP-Gruppe betrug der BMI präoperativ $34,9 \pm 6,2$ kg/m² [30,5; 39,4], verringerte sich 5 Wochen postoperativ ($34,0 \pm 5,9$ kg/m² [29,8; 38,3]; $p=0,02$) und stieg nach 6 Monaten wieder auf den Ausgangswert ($34,9 \pm 5,8$ kg/m² [30,8; 39,0]; $p=0,02$). Zwischen den Interventionsgruppen gab es zu keinem Zeitpunkt signifikante Unterschiede bezüglich des BMI. Der BMI der Referenzgruppe betrug $26,3 \pm 3,7$ kg/m² [25,3; 27,3]. Dieser war zu jedem Zeitpunkt signifikant geringer als der BMI der beiden operierten Gruppen ($p<0,01$) (siehe Abb. 18).

In der Geschlechterverteilung bestand kein Unterschied zwischen beiden Interventionsgruppen ($p=0,4$) sowie zu der Kontrollgruppe.

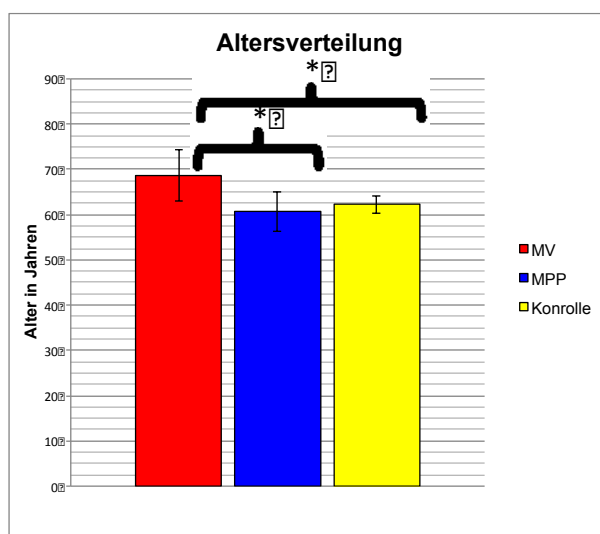


Abb. 17: Altersverteilung (*=signifikanter Unterschied) (Erläuterungen s. Text)

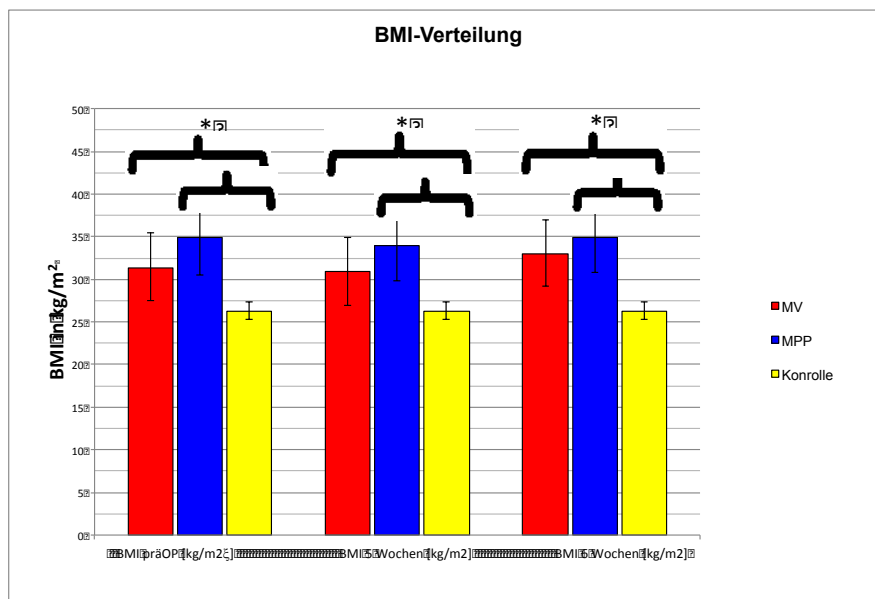


Abb. 18: BMI-Verteilung (*=signifikanter Unterschied) (Erläuterungen s. Text)

Als anamnestische Besonderheiten wurden in der MV-Gruppe bei jeweils einem Patienten festgestellt: eine Stauungsdermatitis, ein Diabetes mellitus Typ 2 und eine Rheumatoide Arthritis. In der MPP-Gruppe gab es keine relevanten anamnestischen Besonderheiten.

4.2 OP und klinischer Verlauf

Bei allen Parametern des **Operationsverlaufes** ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Interventionsgruppen (IGr) (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Vergleich der Interventionsgruppen im OP-Verlauf

	OP-Dauer in min	Blutverlust in ml	Blutsperre in min	Drainageentfernung Tage postoperativ	Krankenhausaufenthalt in Tagen
MV	68,1 ±10,1 [61,3; 74,9]	867 ±357 [627; 1107]	51 ±8 [46; 57]	2,45 ±0,5 [2,1; 2,8]	10,7 ±1,5 [9,7; 11,7]
MPP	74,5 ±13,5 [64,9; 84,1]	959 ±290 [751; 1166]	61 ±15 [50; 71]	2,5 ±0,5 [2,1; 2,9]	9,8 ±0,6 [9,4; 10,3]

[]=95%iges Konfidenzintervall

In der MPP-Gruppe erhielt ein Patient zwei Erythrozytenkonzentrate. Als **Komplikationen** traten auf: zwei Hämatome in der MV-Gruppe und eine Mobilisation des Kniegelenkes in Narkose, sowie drei laterale Release und ein Hämatom in der MPP-Gruppe.

Die **Laborwerte** veränderten sich entsprechend eines normalen Operationsverlaufes und sind in Tabelle 2 aufgeführt.

Die einzigen signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen zeigten sich am ersten postoperativen Tag beim Hämatokritwert ($p=0,04$) und dem C-reaktiven Protein ($p=0,03$), wobei die MV-Gruppe den signifikant geringeren Hämatokritwert und signifikant höheren CrP-Wert am ersten postoperativen Tag zeigte (siehe Abb. 19). Die niedrigen Hämatokritwerte waren ohne klinische Relevanz. Bezüglich des CRP bestand diese Tendenz auch im weiteren Verlauf, allerdings ohne Signifikanz.

Die **Hb-Werte** sanken in der MV-Gruppe von präoperativ $8,88 \pm 0,66$ mmol/l auf $6,54 \pm 0,93$ mmol/l am 2./3. postoperativen Tag ($p<0,01$). In der MPP-Gruppe sanken die Hb-Werte von präoperativ $9,26 \pm 0,64$ mmol/l bis auf $7,12 \pm 0,42$ mmol/l am Entlassungstag ($p<0,01$).

Der **Hämatokritwert** sank bei der MV-Gruppe von präoperativ $0,42 \pm 0,03$ auf $0,31 \pm 0,04$ am 2./3. Tag postoperativ ($p<0,01$). In der MPP-Gruppe nahm er von präoperativ $0,44 \pm 0,03$ auf $0,33 \pm 0,03$ am 2./3. postoperativen Tag ab ($p<0,01$). In beiden Gruppen wurde somit am 2./3. postoperativen Tag der tiefste Hämatokritwert erreicht.

Die **Leukozytenzahl** stieg in der MV-Gruppe von $7,13 \pm 2,17$ Gpt/l auf $8,85 \pm 2,14$ Gpt/l am ersten postoperativen Tag nicht signifikant, fiel jedoch am 2./3. postoperativen Tag wieder auf $7,44 \pm 1,47$ Gpt/l ab ($p=0,03$). Bei der MPP-Gruppe stieg die Leukozytenzahl präoperativ von $6,89 \pm 1,73$ Gpt/l auf $10,62 \pm 3,11$ Gpt/l am ersten postoperativen Tag ($p<0,01$) und fiel vom 7.-9. postoperativen Tag auf $8,04 \pm 1,89$ Gpt/l ab ($p=0,011$).

Das **CrP** stieg in der MV-Gruppe von präoperativ $2,26 \pm 1,76$ mg/l auf $73,62 \pm 21,34$ mg/l am ersten postoperativen Tag ($p<0,03$) und weiter auf $134,19 \pm 36,42$ mg/l am 2./3. postoperativen Tag ($p=0,04$). Das CrP der MPP-Gruppe stieg von präoperativ $3,69 \pm 3,77$ mg/l auf $23,97 \pm 22,78$ mg/l am ersten postoperativen Tag ($p<0,02$) und weiter auf $122,36 \pm 52,57$ mg/l am 2./3. postoperativen Tag ($p<0,03$). In beiden Gruppen erreichte das CrP somit seinen Höchstwert am 2./3.Tag postoperativ.

Tabelle 2: Laborwerte der Interventionsgruppen

	Gr.	präOp	1.Tag	2./3. Tag	7.-9.Tag
Hb mmol/l	MV	8,88 ±0,66 [8,43; 9,32]	6,98 ±0,51 (0) [6,64; 7,33]	6,54 ±0,93 (0;1d) [5,87; 7,2]	6,88 ±0,59 (0) [6,49; 7,28]
	MPP	9,26 ±0,64 [8,8; 9,71]	7,58 ±0,75 (0) [7,05; 8,12]	7,11 ±0,68 (0;1d) [6,58; 7,63]	7,12 ±0,42 (0;1d) [6,79; 7,44]
Hk (l/l)	MV	0,42 ±0,03 [0,4; 0,44]	0,33* ±0,03 (0) [0,31; 0,35]	0,31 ±0,04 (0;1d) [0,28; 0,34]	0,32 ±0,03 (0) [0,31; 0,34]
	MPP	0,44 ±0,03 [0,42; 0,46]	0,36* ±0,03 (0) [0,34; 0,38]	0,33 ±0,03 (0;1d) [0,31; 0,36]	0,34 ±0,02 (0;1d) [0,33; 0,35]
Leuko Gpt/l	MV	7,13 ±2,17 [5,67; 8,58]	8,85 ±2,14 [7,41; 10,28]	7,44 ±1,47 (1d) [6,39; 8,5]	7,06 ±1,54 (1d) [6,02; 8,09]
	MPP	6,89 ±1,73 [5,65; 8,13]	10,62 ±3,11 (0) [8,4; 12,85]	9,89 ±2,97 (0) [7,61; 12,17]	8,04 ±1,89 (0;1d) [6,59; 9,5]
CrP mg/l	MV	2,26 ±1,76 [1,08; 3,45]	73,62* ±21,34 (0) [51,22; 96,01]	132,19 ±36,42 (0;1d) [106,13; 158,25]	35,28 ±17,87 (0;2d) [23,28; 47,29]
	MPP	3,69 ±3,77 [0,99; 6,39]	23,97* ±22,78 (0) [23,97; 66,11]	122,36 ±52,57 (0;1d) [81,95; 162,76]	30,98 ±17,3 (0;2d) [17,68; 44,28]

[]=95%iges Konfidenzintervall; *=signifikanter Unterschied zwischen IGr; (0/d)=signifikanter Unterschied zu präop/postop. Tagen)(Erläuterungen s. Text)

Bei der Untersuchung auf Korrelationen zwischen den klinischen Verlaufsparemtern und dem Alter konnten signifikante Zusammenhänge bei der Blutsperrdauer ($p=0,02$; $K=-0,514$) und dem Hämatokritwert am zweiten postoperativen Tag ($p=0,044$; $K=-0,466$) nachgewiesen werden. Das bedeutet, dass je älter die Patienten waren, desto kürzer war die Blutsperrdauer und desto geringer der Hämatokritwert.

4.3 Prothesensitz

Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Interventionsgruppen bezüglich der anatomischen Achse, des Slopes/PPTW, des MPTW, des aLDFW und des Patella-Scores nach Insall und Salvati konnten nicht gefunden werden.

Die postoperative anatomische Achse mit $174^\circ \pm 2$ in beiden Gruppen und der MPTW mit $90^\circ \pm 2$ in beiden Gruppen lagen in den angegebenen Normalbereichen von $173-175^\circ$ und $85^\circ-90^\circ$ nach Paley (Paley 2002). In der MV-Gruppe lag der aLDFW bei

85° ±2 und der aPPTW bei 85° ±2. In der MPP-Gruppe wurde der aLDFW mit 84° ±2 und der aPPTW mit 85° ±2 gemessen. aLDFW und aPPTW befanden sich somit leicht über den Normalbereichen (aLDFW: 79-83°; aPPTW: 77-84°) (Paley 2002). Der Slope lag in beiden Gruppen bei 5° ±2. Damit befand er sich im unteren Bereich der in der Literatur beschriebenen Grenzen (Hofmann et al. 1991b, Matsuda et al. 1999, Chiu et al. 2000, Kuwano et al. 2005) (siehe Tabelle 3). Im prä- und postoperativen Vergleich zeigte der Score nach Insall und Salvati in keiner Interventionsgruppe einen signifikanten Unterschied.

Tabelle 3: Vergleich der Interventionsgruppen im Prothesensitz

	Anatom. Achse	PPTW	Slope	aLDFW	MPTW	Insall_Salvati präOP	Insall_Salvati postOP
MV	174° ±2 [173; 175]	85° ±2 [84;87]	5° ±2 [3; 6]	85° ±2 [84; 86]	90° ±2 [89; 91]	1,4 ±0,2 [1,3; 1,6]	1,4 ±0,2 [1,3; 1,6]
MPP	174° ±2 [173;176]	85° ±2 [84;87]	5° ±2 [3; 6]	84° ±2 [82; 85]	90° ±2 [89; 91]	1,4 ±0,3 [1,2; 1,5]	1,5 ±0,2 [1,3; 1,6]

[]=95%iges Konfidenzintervall (Erläuterungen siehe Text)

Bei der Untersuchung auf Korrelationen zwischen den Prothesensitzdaten und dem Alter konnten keine signifikanten Korrelationen nachgewiesen werden.

4.4 VAS und Schmerzmittelverbrauch

4.4.1 VAS

Zwischen den Interventionsgruppen ergaben sich zu allen Zeitpunkten keine signifikanten Unterschiede.

Im Verlauf des Krankenhausaufenthaltes zeigte sich im Stehen in beiden Gruppen eine Verringerung des Schmerzes in der VAS. In der MV-Gruppe reduzierte sich der Schmerz von 4,7 ±1,7 am zweiten postoperativen Tag auf 1,9 ±1,5 am fünften postoperativen Tag (p<0,01). In der MPP-Gruppe reduzierte sich der Schmerz von 3,9 ±2,3 am zweiten postoperativen Tag auf 0,75 ±0,7 am Entlassungstag (p=0,03). Somit zeigte sich in der MV-Gruppe schon am fünften postoperativen Tag eine signifikante Reduktion der VAS, in der MPP-Gruppe erst am Tag der Entlassung (siehe Tabelle 4). Die VAS im Liegen und Üben beider Gruppen veränderten sich im zeitlichen Verlauf nicht signifikant und sind deshalb nicht aufgeführt.

Tabelle 4: VAS der Interventionsgruppen im Stehen postoperativ

	2. Tag	5.Tag	Entlassung
MV	4,7 ±1,7 [3,5; 5,9]	1,9 ±1,5 [0,8; 3,0] (2d)	1,75 ±2,0 [0,4; 3,2]
MPP	3,9 ±2,3 [2,0; 5,8]	2,5 ±2,5 [0,5; 4,5]	0,75 ±0,7 [0,2; 1,3] (2d)

[]=95%iges Konfidenzintervall; (d)=signifikanter Unterschied zu postop. Tagen (Erläuterungen siehe Text)

Bei der Untersuchung auf Korrelationen zwischen der VAS und dem Alter konnten keine relevanten signifikanten Zusammenhänge nachgewiesen werden.

4.4.2 Schmerzmittelverbrauch

Alle Patienten bekamen zu Beginn einen mit 0,375%igem Naropin bestückten Femoralkatheter (8ml/h), welcher später auf 1%iges Mecain umgestellt wurde. Der Katheter lag in der MV-Gruppe 5,1 ±0,8 Tage, in der MPP-Gruppe 5,3 ±1,1 Tage. Alle Patienten einer Gruppe aufsummiert, bekam die MV-Gruppe insgesamt 21 Tage Naropin, die MPP-Gruppe 19 Tage. Bei der Lagedauer des Femoralkatheters und der Naropingabe bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

Die weitere Verordnung von Schmerzmitteln wurde durch den zuständigen Stationsarzt entschieden und ergab ein heterogenes Bild von Opioiden und Nicht-Opioiden.

Während die MV-Gruppe mehr Opioide per os einnahm, erhielt die MPP-Gruppe mehr intravenöse Opioide. Außerdem bekam die MPP-Gruppe häufiger Diclofenac resinat verschrieben und weniger Novalgin/Paracetamol sowie Ibuprofen und Coxibe. Den stationseigenen Schmerzcocktail aus Tramal-, Metamizol- und MCP-Tropfen verlangte die MPP-Gruppe etwas öfter (siehe Tabelle 5). Eine statistische Aufarbeitung war wegen der heterogenen Ergebnisse nicht möglich.

Tabelle 5: Häufigkeit des Schmerzmittelverbrauches der Interventionsgruppen

Schmerzmittel und Dosierung	MV	MPP
Piritramid	47mg	63mg
Oxycodon/Naloxon 10/5mg	74x	22x
Pethidin	-	25mg
Morphin	-	8mg
Tilidin 20gtt	3x	-

Metamizol/Paracetamol 1g	94,5x	9,5x
Schmerzcocktail	65x	71x
Ibuprofen 600mg	53x	18x
Diclofenac resinat	62x	148x
Coxibe	10x	1x

Opioide=hell; Nicht-Opioide=dunkel (Erläuterung siehe Text)

4.5 Mobilisation

4.5.1 Range of Motion (ROM)

Bei dem Vergleich des ROMs beider Interventionsgruppen ergab sich zum Zeitpunkt der Entlassung ein signifikant höherer ROM in der MPP-Gruppe ($p<0,01$) (siehe Abb.19 und Tabelle 6).

Im zeitlichen Verlauf fiel der ROM in der MV-Gruppe von präoperativ $92,2^\circ \pm 19,1$ auf $39,4^\circ \pm 8,5$ am zweiten postoperativen Tag ($p<0,01$). Im Folgenden stieg er wieder auf $78,9^\circ \pm 11,7$ am Entlassungstag an ($p<0,01$) und steigerte sich 6 Monate postoperativ nochmals auf $96,1^\circ \pm 8,2$ ($p<0,02$). In der MPP-Gruppe fiel der ROM von präoperativ $95,5^\circ \pm 11,2$ auf $44,0^\circ \pm 13,3$ am zweiten postoperativen Tag ($p<0,01$), um danach auf $90,0^\circ \pm 5,3$ am Entlassungstag wieder anzusteigen ($p<0,01$). Nach 6 Monaten zeigte sich keine weitere signifikante Steigerung (siehe Tabelle 6).

Beide Gruppen steigerten somit ihre ROM-Werte vom zweiten postoperativen Tag bis zum Entlassungstag. Beide Gruppen erreichten jedoch keinen besseren Bewegungsumfang als präoperativ festgestellt. In der MV-Gruppe war der ROM am Entlassungstag geringer als präoperativ. Nach 5 Wochen stieg er auf das präoperative Ausgangsniveau. In der MPP-Gruppe konnte schon zum Zeitpunkt der Entlassung kein Unterschied zum präoperativen Bewegungsumfang festgestellt werden.

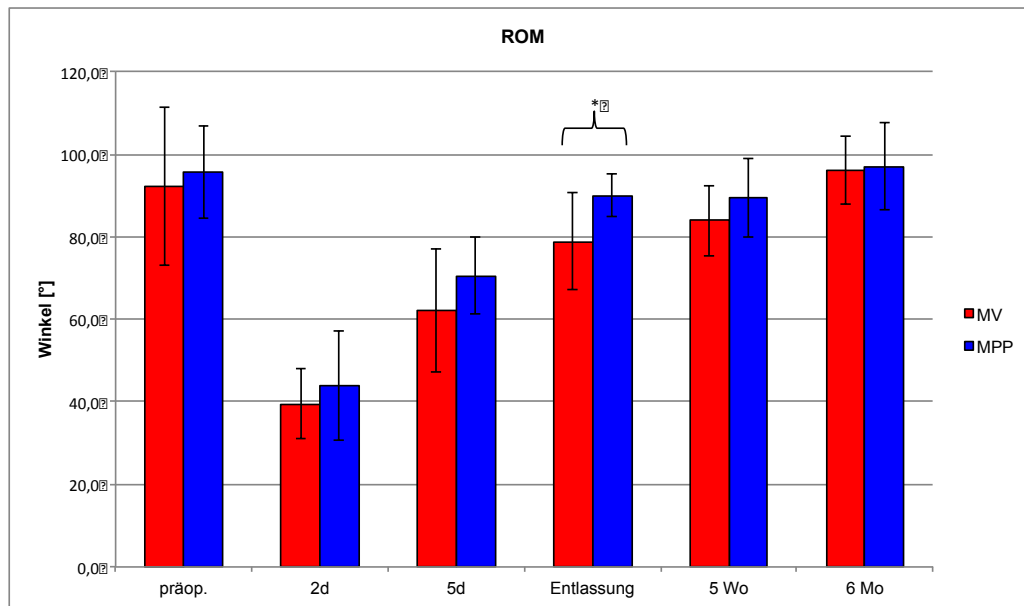


Abb. 19: ROM (*=signifikanter Unterschied) (Erläuterungen s. Text)

Tabelle 6: ROM der Interventionsgruppen in Grad

	präOP	2.Tag	5.Tag	Entlassung	5 Wochen	6 Monate
MV	92,2 ±19,1 [77,6;106,9]	39,4 ±8,5 [32,9; 46,0] (0)	62,2 ±15 [50,7; 73,8] (0;2d)	78,9* ±11,7 [69,9; 87,9] (0;2d;5d)	83,9 ±8,6 [77,3; 90,5] (2d;5d)	96,1 ±8,2 [89,8;102,4] (2d;5d;E;5W)
MPP	95,5 ±11,2 [87,5;103,5]	44 ±13,3 [34,5; 53,5] (0)	70,5 ±9,3 [63,9; 77,1] (0;2d)	90* ±5,3 [86,2; 93,8] (2d;5d)	89,5 ±9,6 [82,7; 96,3] (2d;5d)	97 ±10,6 [89,4;104,6] (2d;5d)

[]=95%iges Konfidenzintervall; *=signifikanter Unterschied zwischen den IGr; (0/d/E/W)=signifikanter Unterschied zu verschiedenen Zeitpunkten postop. (Erläuterungen siehe Text)

Bei der Untersuchung auf Korrelationen zwischen dem ROM und dem Alter konnten keine signifikanten Zusammenhänge nachgewiesen werden.

4.5.2 Mobilisationsfortschritte

Alle Patienten unabhängig der Interventionsgruppe standen am zweiten postoperativen Tag das erste Mal aus dem Bett auf. Die MV-Gruppe konnte nach $2,9 \pm 2,3$ Tagen ihr gestrecktes Bein heben, nach $2,2 \pm 0,4$ Tagen den 3-Punkt-Gang und nach $14,6 \pm 4,9$ Tagen den 4-Punkt-Gang ausführen sowie nach $27,7 \pm 12,6$ Tagen frei Gehen. Die MPP-Gruppe war in der Lage nach $3,1 \pm 2,5$ Tagen ihr gestrecktes Bein zu heben, nach $2,2 \pm 0,4$ Tagen den 3-Punkt-Gang und nach $19,3 \pm 7,8$ Tagen den 4-Punkt-Gang auszuführen sowie nach $30,8 \pm 9,6$ Tagen frei zu Gehen.

Bezüglich all dieser genannten Punkte gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen der MV- und der MPP-Gruppe.

4.6 Knee-Society-Score

Bei allen Werten des KSS konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen gefunden werden.

Im zeitlichen Verlauf stieg der **globale KSS** in der MV-Gruppe von präoperativ $101,8 \pm 14,8$ Punkten auf $138,3 \pm 8,8$ Punkte nach 5 Wochen ($p < 0,01$) und weiter auf $168,4 \pm 17,0$ Punkte nach 6 Monaten an ($p < 0,01$). In der MPP-Gruppe stieg der globale KSS präoperativ von $111,96 \pm 38,0$ Punkten auf $170,3 \pm 16,1$ Punkte sechs Monate postoperativ ($p < 0,01$). Nach 5 Wochen postoperativ gab es noch keine signifikanten Unterschiede zu den präoperativen Werten (siehe Tabelle 7).

Der **objektive KSS** stieg in der MV-Gruppe von präoperativ $42,4 \pm 13,5$ Punkten auf $81,25 \pm 11,1$ Punkte nach 5 Wochen postoperativ ($p < 0,01$). Danach blieb er konstant. In der MPP-Gruppe stieg der objektive KSS präoperativ von $44,0 \pm 24,7$ Punkten auf $75,9 \pm 15,1$ Punkte nach 5 Wochen ($p < 0,03$) und weiter auf $87,3 \pm 8,6$ Punkte nach 6 Monaten postoperativ ($p = 0,02$) (siehe Tabelle 7).

Der **funktionelle KSS** blieb in der MV-Gruppen präoperativ ($59,4 \pm 10,8$ Punkte) und 5 Wochen postoperativ ($57,5 \pm 6,5$ Punkte) auf gleichem Niveau. Nach 6 Monaten postoperativ stieg er auf $82,5 \pm 12,8$ Punkte ($p < 0,01$). In der MPP-Gruppe zeigte sich eine nicht signifikante Änderung des funktionellen KSS von präoperativ $68,0 \pm 19,3$ Punkten auf $57,0 \pm 6,7$ Punkte nach 5 Wochen. Nach 6 Monaten stieg auch er auf $83,0 \pm 11,6$ Punkte ($p < 0,01$) (siehe Tabelle 7).

Tabelle 7: KSS Ergebnisse der Interventionsgruppen

	präOP	5 Wochen	6 Monate
KSS global			
MV	$101,8 \pm 14,8$ [89,4; 114,1]	$138,3 \pm 8,8$ [131,4; 146,1] (0)	$168,4 \pm 17$ [154,1; 182,6] (0;5W)
MPP	$111,96 \pm 38$ [84,8; 139,1]	$132,9 \pm 16,6$ [121,0; 144,8]	$170,3 \pm 16,1$ [158,8; 181,8] (0;5W)
KSS objektiv			
MV	$42,4 \pm 13,5$ [31,1; 53,7]	$81,25 \pm 11,1$ [72,0; 90,5] (0)	$85,9 \pm 12,5$ [75,4; 96,3] (0)
MPP	$44,0 \pm 24,7$ [26,3; 61,6]	$75,9 \pm 15,1$ [65,1; 86,7] (0)	$87,3 \pm 8,6$ [81,1; 93,5] (0;5W)

KSS funktionell			
MV	59,4 ±10,8 [50,3; 68,4]	57,5 ±6,5 [52,0; 63,0]	82,5 ±12,8 [71,8; 93,2] (0;5W)
MPP	68,0 ±19,3 [54,2; 81,8]	57,0 ±6,7 [52,2; 61,8]	83,0 ±11,6 [74,7; 91,3] (5W)

[]=95%iges Konfidenzintervall; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop./Wochen postop (Erläuterungen siehe Text)

Bei der Untersuchung auf Korrelationen zwischen KSS und dem Alter konnte beim präoperativen objektiven KSS ($p=0,034$; $K=-0,477$) ein signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden. Dies bedeutet, je älter die Patienten, desto niedriger war der präoperative objektive KSS.

4.7 WOMAC-Score

Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Interventionsgruppen fanden sich 6 Monate postoperativ im globalen ($p=0,02$) (siehe Abb. 20) und funktionellen ($p=0,04$) WOMAC-Score, der die Schwierigkeiten im Alltag untersuchte. Die MV-Gruppe zeigte dabei signifikant geringere und somit bessere WOMAC-Score Werte als die MPP-Gruppe (siehe Tabelle 8).

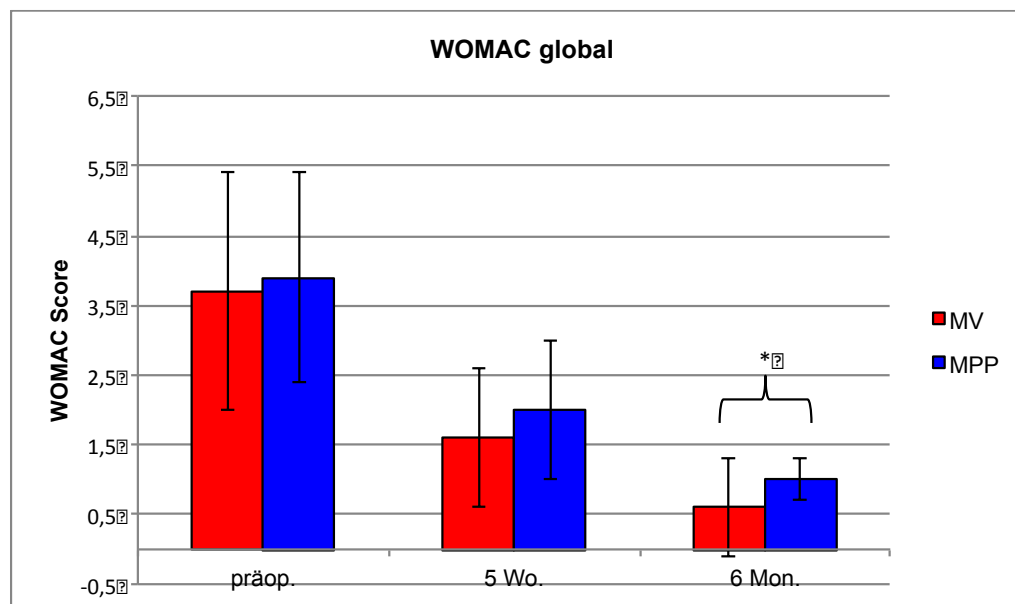


Abb. 20: WOMAC- global (*=signifikanter Unterschied) (Erläuterungen s. Text)

Im zeitlichen Verlauf sank der **globale WOMAC-Score** in der MV-Gruppe von präoperativ $3,7 \pm 1,7$ auf $1,6 \pm 1,0$ nach 5 Wochen ($p<0,01$) und weiter auf $0,6 \pm 0,7$ nach 6 Monaten postoperativ ($p<0,01$). In der MPP-Gruppe verringerte sich der

globale WOMAC von präoperativ $3,9 \pm 1,5$ auf $2,0 \pm 1,0$ nach 5 Wochen ($p=0,02$) und sank nach 6 Monaten weiter auf $1,0 \pm 0,3$ ($p=0,02$) (siehe Tabelle 8).

Der **Schmerz-Score** verringerte sich in der MV-Gruppe stetig von präoperativ $3,7 \pm 1,7$ auf $1,3 \pm 1,3$ nach 5 Wochen ($p<0,01$) und weiter auf $0,4 \pm 0,6$ nach 6 Monaten postoperativ ($p=0,03$). In der MPP-Gruppe sank der Wert von präoperativ $3,9 \pm 1,5$ auf $1,4 \pm 1,1$ nach 5 Wochen ($p<0,01$). Nach 6 Wochen sank er nicht signifikant auf $0,7 \pm 0,5$ (siehe Tabelle 8).

Der **Steifigkeits-Score** verringerte sich in der MV-Gruppe präoperativ von $4,8 \pm 2,6$ auf $1,6 \pm 1,7$ nach 5 Wochen postoperativ ($p=0,047$). Nach 6 Monaten zeigte sich eine nicht signifikante Änderung auf $1,1 \pm 0,9$. In der MPP-Gruppe sank der Wert von präoperativ $5,2 \pm 2,7$ auf $2,7 \pm 1,5$ nach 5 Wochen ($p=0,02$) und weiter auf $1,2 \pm 1,0$ nach 6 Monaten postoperativ ($p=0,02$) (siehe Tabelle 8).

Der **Funktions-Score** verringerte sich bei beiden Gruppen zu jedem Zeitpunkt. In der MV-Gruppe sanken die Werte von $3,4 \pm 1,8$ präoperativ auf $1,7 \pm 1,0$ nach 5 Wochen ($p<0,02$) und weiter auf $0,7 \pm 0,8$ nach 6 Monaten ($p<0,01$). In der MPP-Gruppe verbesserte sich der funktionelle WOMAC von präoperativ $3,6 \pm 1,6$ auf $2,1 \pm 1,1$ nach 5 Wochen ($p<0,02$) und weiter auf $1,0 \pm 0,3$ nach 6 Monaten ($p<0,02$) (siehe Tabelle 8).

Tabelle 8: WOMAC Ergebnisse der Interventionsgruppen

	präOP	5 Wochen	6 Monate
WOMAC global			
MV	$3,7 \pm 1,7$ [2,4; 5,0]	$1,6 \pm 1,0$ [0,8; 2,3] (0)	$0,6^* \pm 0,7$ [0,1; 1,2] (0;5W)
MPP	$3,9 \pm 1,5$ [2,8; 5,0]	$2,0 \pm 1,0$ [1,3; 2,7] (0)	$1,0^* \pm 0,3$ [0,7; 1,2] (0;5W)
WOMAC schmerz			
MV	$3,7 \pm 1,7$ [2,4; 5,0]	$1,3 \pm 1,3$ [0,3; 2,2] (0)	$0,4 \pm 0,6$ [0; 0,9] (0;5W)
MPP	$3,9 \pm 1,5$ [2,8; 5,0]	$1,4 \pm 1,1$ [0,6; 2,1] (0)	$0,7 \pm 0,5$ [0,3; 1,0] (0)
WOMAC Steifigkeit			
MV	$4,8 \pm 2,6$ [2,8; 6,8]	$1,6 \pm 1,7$ [0,3; 2,9] (0)	$1,1 \pm 0,9$ [0,4; 1,8] (0)
MPP	$5,2 \pm 2,7$ [3,2; 7,1]	$2,7 \pm 1,5$ [1,6; 3,7] (0)	$1,2 \pm 1,0$ [0,4; 1,9] (0;5W)

WOMAC Funktion			
MV	3,4 ±1,8 [2,0; 4,8]	1,7 ±1,0 [0,9; 2,5] (0)	0,7* ±0,8 [0,1; 1,2] (0;5W)
MPP	3,6 ±1,6 [2,5; 4,8]	2,1 ±1,1 [1,3; 2,9] (0)	1,0* ±0,3 [0,8; 1,2] (0;5W)

[]=95%iges Konfidenzintervall; *=signifikanter Unterschied zwischen IGr; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop/Wochen postop (Erläuterungen s. Text)

Bei der Untersuchung auf Korrelationen zwischen dem WOMAC und dem Alter konnten keine signifikanten Zusammenhänge nachgewiesen werden.

4.8 Ganganalyse

4.8.1 Bodenreaktionskräfte

Bei den Bodenreaktionskräften ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen (IGr).

Das **Maximum der Bodenreaktionskraft in Gehrichtung (x-Achse)** in der MV-Gruppe blieb gegenüber präoperativ (11,56%KG ±6,0) nach 5 Wochen (12,43%KG ±3,17) konstant. Im Weiteren stieg es nach 6 Monaten auf 16,64%KG ± 2,78 an (p<0,01). Auch in der MPP-Gruppe blieb das Maximum verglichen zu präoperativ (15,01%KG ±3,92) nach 5 Wochen (14,92%KG ±3,68) konstant und stieg nach 6 Monaten weiter an auf 17,69%KG ±2,13 (p<0,01) (Werte siehe Tabelle 9).

Das **Minimum der Bodenreaktionskraft in Gehrichtung (x-Achse)** in der MV-Gruppe blieb gegenüber präoperativ (-11,7%KG ±4,13) nach 5 Wochen (-13,44%KG ±2,44) konstant. Nach 6 Monaten sank es weiter auf -15,54%KG ±2,61 (p=0,01). Auch in der MPP-Gruppe blieb das Minimum gegenüber präoperativ (-11,77%KG ±3,71) nach 5 Wochen (-12,75%KG ±3,24) konstant. Im Weiteren sank es nach 6 Monaten auf -15,39%KG ±3,18 (p<0,01) (Werte siehe Tabelle 9).

Bei den **Maxima und Minima der Bodenreaktionskräfte quer zur Gehrichtung (y-Achse)** ergaben sich im zeitlichen Verlauf, zwischen den Interventionsgruppen sowie mit der Kontrollgruppe keine signifikanten Unterschiede (Werte siehe Tabelle 9).

Das **Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft am Anfang der Standphase in z-Richtung (z_max1)** blieb in der MV-Gruppe präoperativ (99,94%KG ±9,12), nach 5 Wochen (99,04%KG ±7,0) und nach 6 Monaten (103,11%KG ±7,14) ohne jede Änderung. In der MPP-Gruppe blieb das Maximum in der Standphase präoperativ (97,39%KG ±6,81) und nach 5 Wochen (94,23%KG ±2,32) ebenfalls

ohne eine Änderung. Nach 6 Monaten stieg es signifikant an auf $98,9 \pm 3,83\%$ KG ($p < 0,01$) (Werte siehe Tabelle 9).

Das **Minimum der Bodenreaktionskraft in z-Richtung** zeigte sich in beiden Interventionsgruppen im zeitlichen Verlauf konstant (Werte siehe Tabelle 9).

Das **Maximum der Bodenreaktionskraft am Ende der Standphase in z-Richtung (z_max2)** zeigte sich in beiden Interventionsgruppen im zeitlichen Verlauf konstant (Werte siehe Tabelle 9).

Im Vergleich zu der Kontrollgruppe (KGr) unterschieden sich beide Interventionsgruppen jedoch hoch signifikant in Minima und Maxima der Bodenreaktionskräfte in x- und z-Achsenrichtung zu jedem Zeitpunkt ($p < 0,001$). Die Kontrollgruppe wies dabei signifikant höhere Werte auf (siehe Tabelle 9). Außerdem zeigte sich in beiden Interventionsgruppen in x-Richtung, jedoch nur in der MV-Gruppe in dem Maximum in der Standphase in z-Richtung eine Annäherung an das Normalkollektiv (siehe Tabelle 9).

Tabelle 9: Bodenreaktionskräfte aller Gruppen in %Körpergewicht

	präOP	5 Wochen	6 Monate
x_Max			
MV	11,56 $\pm 6,0$ [7,29; 15,83]	12,43 $\pm 3,17$ [10,0; 14,86]	16,64 $\pm 2,78$ (5W) [14,50; 18,77]
MPP	15,01 $\pm 3,92$ [12,2; 17,81]	14,92 $\pm 3,68$ [12,28; 17,55]	17,69 $\pm 2,13$ (0; 5W) [16,16; 19,21]
Kontrolle	22,16^Δ $\pm 3,95$ [21,08; 23,26]	22,16^Δ $\pm 3,95$ [21,08; 23,26]	22,16^Δ $\pm 3,95$ [21,08; 23,26]
x_Min			
MV	-11,7 $\pm 4,13$ [-14,66; -8,74]	-13,44 $\pm 2,44$ [-15,33; -11,57]	-15,54 $\pm 2,61$ (0; 5W) [-17,54; -13,54]
MPP	-11,77 $\pm 3,71$ [-14,42; -9,11]	-12,75 $\pm 3,24$ [-15,07; -10,43]	-15,39 $\pm 3,18$ (0; 5W) [-17,67; -13,12]
Kontrolle	-20,58^Δ $\pm 4,07$ [-21,7; -19,45]	-20,58^Δ $\pm 4,07$ [-21,7; -19,46]	-20,58^Δ $\pm 4,07$ [-21,7; -19,46]

y_Max			
MV	4,67 ±2,7 [2,74; 6,6]	4,71 ±2,79 [2,56; 6,86]	5,56 ±2,74 [3,45; 7,66]
MPP	4,62 ±1,39 [3,63; 5,62]	3,34 ±1,32 [2,39; 4,28]	3,63 ±1,32 [2,69; 4,58]
Kontrolle	5,33 ±2,2 [4,73; 5,94]	5,33 ±2,2 [4,73; 5,94]	5,33 ±2,2 [4,73; 5,94]
y_Min			
MV	-5,14 ±1,46 [-6,18; -4,1]	-5,01 ±0,98 [-5,76; -4,26]	-5,23 ±0,74 [-5,79; -4,66]
MPP	-5,1 ±1,47 [-6,15; -4,04]	-5,52 ±1,38 [-6,51; -4,53]	-5,37 ±1,54 [-6,47; -4,27]
Kontrolle	-5,83 ±1,57 [-6,26; -5,4]	-5,83 ±1,57 [-6,26; -5,4]	-5,83 ±1,57 [-6,26; -5,4]
z_Max1			
MV	99,94 ±9,12 [93,42; 106,47]	99,04 ±7 [93,67; 104,4]	103,11 ±7,14 [97,63; 108,59]
MPP	97,39 ±6,81 [92,52; 102,26]	94,23 ±2,32 [92,57; 95,88]	98,9 ±3,83 (5W) [96,16; 101,64]
Kontrolle	118,75^Δ ±9,66 [116,08; 121,41]	118,75^Δ ±9,66 [116,08; 121,41]	118,75^Δ ±9,66 [116,08; 121,41]
z_Min			
MV	80,97 ±7,41 [75,66; 86,27]	83,29 ±5,77 [78,86; 87,73]	79,44 ±4,8 [75,75; 83,13]
MPP	79,84 ±5,5 [75,9; 83,78]	81,62 ±4,73 [78,23; 85]	78,23 ±4,37 [75,11; 81,36]
Kontrolle	64,13^Δ ±9,02 [61,64; 66,62]	64,13^Δ ±9,02 [61,64; 66,62]	64,13^Δ ±9,02 [61,64; 66,62]
z_Max2			
MV	96,62 ±3,83 [93,88; 99,36]	97,98 ±3,08 [95,62; 100,35]	100,26 ±4,45 [96,84; 103,67]
MPP	97,32 ±5,04 [93,71; 100,92]	99,18 ±4,19 [96,19; 102,18]	100,31 ±3,35 [97,92; 102,71]
Kontrolle	109,86^Δ ±7,56 [107,77; 111,95]	109,86^Δ ±7,59 [107,77; 111,95]	109,86^Δ ±7,59 [107,77; 111,95]

[]=95%iges Konfidenzintervall; ^Δ=signifikanter Unterschied zwischen KGr und IGr; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop/Wochen postop (Erläuterungen siehe Text)

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Bodenreaktionskräften und dem Alter ergab sich ein signifikanter Zusammenhang mit dem Minimum der z-Achse zu allen drei Zeitpunkten (prä: $p=0,02$, $K=0,27$; 5W: $p<0,01$, $K=0,33$; 6M: $p<0,01$, $K=0,37$). Dies bedeutet, je älter die Patienten, desto höher war das Minimum der vertikalen Bodenreaktionskraft.

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Bodenreaktionskräften und dem BMI ergaben sich signifikante Abhängigkeiten in der x- und z-Richtung (siehe Tabelle 10). Dies bedeutet, dass je größer der BMI der Patienten, desto geringer waren die Beträge der Bodenreaktionskräfte.

Tabelle 10: bivariate Korrelationen zwischen Bodenreaktionskräften und BMI

	präOP	5 Wochen	6 Monate
x_Max	K=-0,47	K=-0,48	K=-0,46
x_Min	K=0,47	K=0,48	K=0,43
z_Max1	K=-0,48	K=-0,51	K=-0,56
z_Min	K=0,49	K=0,51	K=0,55
z_Max2	K=-0,63	K=-0,63	K=-0,65

K=Korrelationskoeffizient; $p<0,001$ für alle Werte

4.8.2 Zeit-Distanz Parameter

Bei den Zeit-Distanz-Parametern ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen.

Die **relative Kadenz** blieb in der MV-Gruppe zwischen präoperativ ($0,77 \pm 0,06$) und 5 Wochen ($0,76 \pm 0,06$) postoperativ konstant. Danach stieg sie nach 6 Monaten auf $0,8 \pm 0,05$ ($p<0,03$). In der MPP-Gruppe blieb die relative Kadenz zwischen präoperativ ($0,79 \pm 0,08$), nach 5 Wochen ($0,76 \pm 0,06$) und nach 6 Monaten ($0,8 \pm 0,04$) konstant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu jedem Zeitpunkt größer als in den Interventionsgruppen ($p \leq 0,01$) (Werte siehe Tabelle 11).

Die **relative Doppelunterstützung** fiel in der MV-Gruppe im zeitlichen Verlauf von präoperativ ($0,73 \pm 0,24$), zu 5 Wochen ($0,66 \pm 0,1$) und 6 Monaten ($0,59 \pm 0,06$) postoperativ nicht signifikant. In der MPP-Gruppe änderte sich die relative Doppelunterstützung gegenüber präoperativ ($0,65 \pm 0,15$) nach 5 Wochen ($0,66 \pm 0,15$) nicht. Nach 6 Monaten sank sie signifikant auf $0,58 \pm 0,09$ ($p=0,01$). Im Vergleich zur Kontrollgruppe waren die Werte der Interventionsgruppen präoperativ und 5 Wochen postoperativ signifikant geringer ($p<0,03$). Die Werte der

Interventionsgruppen glichen 6 Monate postoperativ denen der Kontrollgruppe (Werte siehe Tabelle 11).

Die **relative Zykluszeit** blieb in der MV-Gruppe zwischen präoperativ ($2,62 \pm 0,21$) und 5 Wochen ($2,66 \pm 0,22$) postoperativ konstant. Danach verkürzte sie sich nach 6 Monaten auf $2,51 \pm 0,14$ ($p < 0,03$). In der MPP-Gruppe änderte sich die relative Zykluszeit zwischen präoperativ ($2,58 \pm 0,25$), nach 5 Wochen ($2,63 \pm 0,2$) und nach 6 Monaten ($2,52 \pm 0,11$) nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu jedem Zeitpunkt geringer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,03$) (Werte siehe Tabelle 11).

Die **Standphase** des operierten Beines blieb in beiden Interventionsgruppen im zeitlichen Verlauf konstant (Werte siehe Tabelle 11). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe unterschied sich durch eine relativ große Streuung in den Interventionsgruppen nicht von diesen (Werte siehe Tabelle 11).

Die **relative Schrittlänge** blieb in der MV-Gruppe zwischen präoperativ ($0,32 \pm 0,05$), 5 Wochen ($0,33 \pm 0,03$) und 6 Monate ($0,35 \pm 0,03$) postoperativ konstant. In der MPP-Gruppe änderte sich die relative Schrittlänge gegenüber präoperativ ($0,35 \pm 0,05$) zu 5 Wochen ($0,35 \pm 0,04$) postoperativ nicht signifikant. Nach 6 Monaten stieg sie signifikant auf $0,38 \pm 0,03$ an ($p = 0,01$). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu jedem Zeitpunkt größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,001$) (Werte siehe Tabelle 11).

Die **relative Ganggeschwindigkeit** blieb in der MV-Gruppe zwischen präoperativ ($0,24 \pm 0,06$), 5 Wochen ($0,25 \pm 0,04$) und 6 Monate ($0,28 \pm 0,03$) postoperativ konstant. In der MPP-Gruppe änderte sich die relative Schrittlänge von präoperativ ($0,28 \pm 0,05$) zu 5 Wochen ($0,27 \pm 0,04$) postoperativ nicht signifikant. Nach 6 Monaten stieg sie signifikant auf $0,29 \pm 0,04$ an ($p < 0,01$). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu jedem Zeitpunkt größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,001$) (Werte siehe Tabelle 11).

Tabelle 11: Normierte Zeit-Distanz Parameter aller Gruppen

	präOP	5 Wochen	6 Monate
relative Kadenz			
MV	0,77 ±0,06 [0,72; 0,81]	0,76 ±0,06 [0,71; 0,8]	0,8 ±0,05 [0,76; 0,84](5W)
MPP	0,73 ±0,08 [0,73; 0,84]	0,76 ±0,06 [0,72; 0,8]	0,8 ±0,04 [0,77; 0,82]
Kontrolle	0,84^Δ ±0,05 [0,83; 0,86]	0,84^Δ ±0,05 [0,83; 0,86]	0,84^Δ ±0,05 [0,83; 0,86]
relative Doppelunterstützung			
MV	0,73 ±0,24 [0,56; 0,9]	0,66 ±0,1 [0,58; 0,74]	0,59 ±0,06 [0,54; 0,63]
MPP	0,65 ±0,15 [0,55; 0,76]	0,66 ±0,15 [0,55; 0,76]	0,58 ±0,09 [0,52; 0,65](5W)
Kontrolle	0,56^Δ ±0,09 [0,53; 0,58]	0,56^Δ ±0,09 [0,53; 0,58]	0,56 ±0,09 [0,53; 0,58]
relative Zykluszeit			
MV	2,62 ±0,21 [2,47; 2,77]	2,66 ±0,22 [2,49; 2,82]	2,51 ±0,14 [2,4; 2,62](5W)
MPP	2,58 ±0,25 [2,39; 2,76]	2,63 ±0,2 [2,49; 2,78]	2,52 ±0,11 [2,44; 2,6]
Kontrolle	2,39^Δ ±0,15 [2,35; 2,43]	2,39^Δ ±0,15 [2,35; 2,43]	2,39^Δ ±0,15 [2,35; 2,43]
Standphase in %			
MV	62,35 ±2,42 [60,62; 64,07]	61,77 ±1,41 [60,69; 62,85]	61,72 ±1,03 [60,93; 62,51]
MPP	62,25 ±3,05 [60,07; 64,44]	62,42 ±2,96 [60,31; 64,54]	61,25 ±1,7 [60,03; 62,47]
Kontrolle	61,42 ±1,41 [61,03; 61,81]	61,42 ±1,41 [61,03; 61,81]	61,42 ±1,41 [61,03; 61,81]
relative Schrittlänge			
MV	0,32 ±0,05 [0,29; 0,35]	0,33 ±0,03 [0,31; 0,36]	0,35 ±0,03 [0,33; 0,38]
MPP	0,35 ±0,04 [0,32; 0,38]	0,35 ±0,04 [0,32; 0,38]	0,38 ±0,03 [0,35; 0,4](0;5W)
Kontrolle	0,42^Δ ±0,03 [0,41; 0,43]	0,42^Δ ±0,03 [0,41; 0,43]	0,42^Δ ±0,03 [0,41; 0,43]
relative Ganggeschwindigkeit			
MV	0,24 ±0,06 [0,2; 0,29]	0,25 ±0,04 [0,22; 0,28]	0,28 ±0,03 [0,26; 0,31]
MPP	0,28 ±0,05 [0,24; 0,31]	0,27 ±0,04 [0,24; 0,3]	0,29 ±0,04 [0,27; 0,32](5W)
Kontrolle	0,36^Δ ±0,04 [0,35; 0,37]	0,36^Δ ±0,04 [0,35; 0,37]	0,36^Δ ±0,04 [0,35; 0,37]

[]=95%iges Konfidenzintervall; ^Δ=signifikanter Unterschied zwischen KGr und IGr; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop./Wochen postop. (Erläuterungen siehe Text)

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Zeit-Distanz Parametern und dem Alter ergab sich eine signifikante Abhängigkeit in der relativen Schrittlänge präoperativ sowie 6 Monate postoperativ (prä: p=0,02, K=-0,27; 6M: p=0,03, K=-0,25). Dies bedeutet, dass je älter die Patienten, desto kürzer war die relative Schrittlänge.

Bei der Korrelationsuntersuchung zwischen den Zeit-Distanz Parametern und dem BMI ergaben sich signifikante Abhängigkeiten in allen Parametern zu allen Zeitpunkten (siehe Tabelle 12). Diese bedeuten, dass je höher der BMI der Patienten, desto geringer war die relative Kadenz, Schrittlänge und Ganggeschwindigkeit und desto länger war die relative Doppelunterstützung, die Zykluszeit sowie die Standphase.

Tabelle 12: bivariate Korrelationen zwischen Zeit-Distanz Parametern und dem BMI

	präOP	5 Wochen	6 Monate
rel. Kadenz	p<0,01 K=-0,32	p<0,001 K=-0,4	p<0,01 K=-0,6
rel. Doppelunterstützung	p<0,001 K=0,51	p<0,001 K=0,63	p<0,001 K=0,5
rel. Zykluszeit	p<0,001 K=0,32	p<0,001 K=0,41	p<0,01 K=0,36
Standphase	p<0,001 K=0,41	p<0,001 K=0,54	p<0,01 K=0,4
rel. Schrittlänge	p<0,001 K=-0,51	p<0,001 K=-0,54	p<0,001 K=-0,55
rel. Ganggeschwindigkeit	p<0,01 K=-0,49	p<0,001 K=-0,54	p<0,001 K=0,56

rel.=relativ; K=Korrelationskoeffizient

4.8.3 Winkel

Es wurden die Maxima und Minima der Becken-, Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenkwinkel sowie die Bewegungsumfänge (Ranges) in der Sagittal- und Frontalebene gemessen. Aus Übersichtsgründen wurden nur die relevanten Ergebnisse beschrieben.

Maxima und Minima der Gelenkwinkel

Becken:

Zwischen der MV- und MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen. Im zeitlichen Verlauf änderten sich der **sagittale anteriore und posteriore Beckenwinkel** in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant (Werte siehe Tabelle 13). Im Vergleich zur Kontrollgruppe unterschieden sich die Interventionsgruppen signifikant zu jedem Zeitpunkt (p<0,01). Die Kontrollgruppe wies dabei niedrigere Werte auf (siehe Tabelle 13).

Hüfte:

Zwischen der MV- und MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen. Im zeitlichen Verlauf änderten sich der **sagittale Flexionswinkel und der sagittale Extensionswinkel** in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant (Werte siehe Tabelle 13). Im Vergleich zu der Kontrollgruppe unterschieden sich die

Interventionsgruppen signifikant zu jedem Zeitpunkt ($p < 0,01$). Die Kontrollgruppe wies dabei niedrigere Werte auf (siehe Tabelle 13).

Knie:

Zwischen der MV- und MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen.

Der **sagittale Flexionswinkel der Standphase** sank in der MV-Gruppe präoperativ von $18,0^\circ \pm 7,3$ auf $13,9^\circ \pm 3,9$ nach 5 Wochen ($p < 0,01$) und änderte sich nach 6 Monaten ($12,7^\circ \pm 5,4$) postoperativ nicht signifikant. In der MPP-Gruppe fiel der Flexionswinkel in der Standphase zwischen präoperativ ($12,1^\circ \pm 7,3$), 5 Wochen ($8,7^\circ \pm 8,0$) und 6 Monaten ($9,7^\circ \pm 9,0$) postoperativ nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $14,6^\circ \pm 5,0$ und war 5 Wochen sowie 6 Monate postoperativ signifikant größer als in der MPP-Gruppe ($p < 0,03$). Zu der MV-Gruppe bestand kein signifikanter Unterschied (Werte siehe Tabelle 13).

Der **sagittale Extensionswinkel** in beiden Interventionsgruppen änderte sich im zeitlichen Verlauf nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu jedem Zeitpunkt geringer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,01$) (Werte siehe Tabelle 13).

Der **sagittale Flexionswinkel der Schwungphase** sank in der MV-Gruppe von präoperativ ($44,5^\circ \pm 11,5$), nach 5 Wochen ($39,0^\circ \pm 8,2$) postoperativ im zeitlichen Verlauf nicht signifikant. Nach 6 Monaten postoperativ stieg er jedoch im Vergleich zu 5 Wochen nach der Operation an auf $47,3^\circ \pm 7,0$ ($p < 0,01$). In der MPP-Gruppe fiel der Flexionswinkel in der Schwungphase von präoperativ $48,7^\circ \pm 7,3$ auf $43,2^\circ \pm 7,3$ nach 5 Wochen postoperativ ($p = 0,02$). Nach 6 Monaten stieg er wieder auf das Ausgangsniveau mit $50,3^\circ \pm 6,4$ ($p < 0,01$). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $57,4^\circ \pm 4,5$ und war zu jedem Zeitpunkt deutlich größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,01$) (siehe Tabelle 13).

Der **frontale Varuswinkel** der MV-Gruppe sank von präoperativ $-1,0^\circ \pm 6,8$ auf $-6,0^\circ \pm 5,6$ nach 5 Wochen postoperativ ($p < 0,02$). Nach 6 Monaten stieg er nicht signifikant auf $-3,8^\circ \pm 4,4$ an. In der MPP-Gruppe zeigten sich im zeitlichen Verlauf von präoperativ ($-0,6^\circ \pm 7,8$) über 5 Wochen ($-2,8^\circ \pm 9,7$) bis 6 Monate ($-4,3^\circ \pm 6,0$) postoperativ keine Signifikanzen. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $1,5^\circ \pm 4,9$ und war somit 5 Wochen und 6 Monate postoperativ größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,05$) (siehe Tabelle 13).

Der **frontale Valguswinkel** fiel in der MV-Gruppe von präoperativ ($-12,7^\circ \pm 8,3$) nach 5 Wochen ($-16,8^\circ \pm 8,4$) nicht signifikant. Nach 6 Monaten postoperativ sank er signifikant im Vergleich zum präoperativen Ausgangswert auf $-19,9^\circ \pm 7,8$ ($p < 0,01$). In der MPP-Gruppe änderte sich der frontale Valguswinkel zwischen präoperativ ($-16,1^\circ \pm 7,9$), 5 Wochen ($-16,8^\circ \pm 7,8$) und 6 Monaten ($-19,4^\circ \pm 5,2$) nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $-16,6 \pm 8,9$ und unterschied sich nicht von den Interventionsgruppen (siehe Tabelle 13).

oberes Sprunggelenk (OSG):

Ein signifikanter Unterschied zwischen der MV- und MPP-Gruppe bestand präoperativ im sagittalen Plantarflexionswinkel ($p = 0,02$). Im zeitlichen Verlauf änderte sich der **sagittale Dorsalextensionwinkel** sowie der **sagittale Plantarflexionswinkel** in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant (Werte siehe Tabelle 13). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe unterschied sich für den Dorsalextensionswinkel nur 6 Monate postoperativ von den Interventionsgruppen ($p < 0,01$) (Werte siehe Tabelle 13).

Für den Plantarflexionswinkel unterschied sich der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe nur präoperativ und 5 Wochen postoperativ von der MV-Gruppe ($p < 0,01$) (siehe Tabelle 13).

Tabelle 13: Maxima und Minima der Gelenkwinkel aller Gruppen in Grad

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Becken sag_ant			
MV	12,2 \pm 4,7 [8,9; 15,6]	8,7 \pm 6,7 [3,6; 13,8]	12,2 \pm 5,1 [8,2; 16,1]
MPP	11,3 \pm 5,6 [7,3; 15,3]	11,1 \pm 5,0 [7,6; 14,7]	9,7 \pm 5,2 [6,0; 13,4]
Kontrolle	1,7^Δ \pm 5,5 [0,2; 3,2]	1,7^Δ \pm 5,5 [0,2; 3,2]	1,7^Δ \pm 5,5 [0,2; 3,2]
Becken sag_post			
MV	9,0 \pm 4,4 [5,9; 12,2]	5,5 \pm 6,7 [0,3; 10,6]	6,8 \pm 4,6 [3,2; 10,3]
MPP	7,2 \pm 5,4 [3,3; 11,1]	7,8 \pm 4,4 [4,7; 11,0]	6,3 \pm 5,1 [2,6; 9,9]
Kontrolle	-1,3^Δ \pm 5,2 [-2,8; 0,1]	-1,3^Δ \pm 5,2 [-2,8; 0,1]	-1,3^Δ \pm 5,2 [-2,8; 0,1]
Hüfte sag_flex			
MV	32,0 \pm 6,6 [27,3; 36,7]	30,0 \pm 6,1 [25,3; 34,8]	32,4 \pm 6,0 [27,8; 37,1]
MPP	30,7 \pm 6,5 [26,1; 35,4]	31,2 \pm 5,7 [27,1; 35,3]	31,4 \pm 6,9 [26,5; 36,4]
Kontrolle	21,7^Δ \pm 6,1 [20,0; 23,3]	21,7^Δ \pm 6,1 [20,0; 23,3]	21,7^Δ \pm 6,1 [20,0; 23,3]

Hüfte sag_ext			
MV	-4,6 ±10,4 [-12,0; 2,9]	-10,3 ±8,5 [-16,8; -3,8]	-12,2 ±9,6 [-19,6; -4,8]
MPP	-8,6 ±4,9 [-12,1; -5,1]	-9,6 ±6,9 [-14,5; -4,7]	-11,5 ±8,9 [-17,8; -5,1]
Kontrolle	-24,4^Δ ±6,7 [-26,2; -22,5]	-24,4^Δ ±6,7 [-26,2; -22,5]	-24,4^Δ ±6,7 [-26,2; -22,5]
Knie sag_flex1			
MV	18,0 ±7,3 [12,8; 23,1]	13,9 ±3,9 [11,0; 16,9] (0)	12,7 ±5,4 [8,5; 16,9]
MPP	12,1 ±7,3 [6,9; 17,3]	8,7^Δ ±8,0 [3,0; 14,4]	9,7^Δ ±9,0 [3,2; 16,2]
Kontrolle	14,6 ±5,0 [13,2; 16,0]	14,6 ±5,0 [13,2; 16,0]	14,6 ±5,0 [13,2; 16,0]
Knie sag_ext			
MV	10,6 ±6,7 [5,8; 15,4]	7,9 ±3,9 [4,9; 10,9]	4,3 ±8,7 [-2,5; 11,0]
MPP	8,3 ±7,1 [3,2; 13,4]	5,3 ±6,7 [0,5; 10,1]	5,6 ±7,8 [0,0; 11,1]
Kontrolle	-2,2^Δ ±4,3 [-3,4; -1,0]	-2,2^Δ ±4,3 [-3,4; -1,0]	-2,2^Δ ±4,3 [-3,4; -1,0]
Knie sag_flex2			
MV	44,5 ±11,5 [36,3; 52,7]	39,0 ±8,2 [32,6; 45,3]	47,3 ±7,0 [41,9; 52,7] (5W)
MPP	48,7 ±7,3 [43,5; 53,9]	43,2 ±7,3 [38,0; 48,4] (0)	50,3 ±6,4 [45,7; 54,8] (5W)
Kontrolle	57,4^Δ ±4,5 [56,1; 58,6]	57,4^Δ ±4,5 [56,1; 58,6]	57,4^Δ ±4,5 [56,1; 58,6]
Knie front_varus			
MV	-1,0 ±6,8 [-5,8; 3,8]	-6,0 ±5,6 [-10,3; -1,7] (0)	-3,8 ±4,4 [-7,2; -0,4]
MPP	-0,6 ±7,8 [-6,2; 5,0]	-2,8 ±9,7 [-9,7; 4,13]	-4,3 ±6,0 [-8,6; -0,1]
Kontrolle	1,5 ±4,9 [0,2; 2,8]	1,5^Δ ±4,9 [0,2; 2,8]	1,5^Δ ±4,9 [0,2; 2,8]
Knie front_valgus			
MV	-12,7 ±8,3 [-18,7; -6,8]	-16,8 ±8,4 [-23,3; -10,4]	-19,9 ±7,8 [-25,9; -13,9] (0)
MPP	-16,1 ±7,9 [-21,7; -10,4]	-16,8 ±7,8 [-22,4; -11,2]	-19,4 ±5,2 [-23,1; -15,7]
Kontrolle	-16,5 ±8,9 [-18,9; -14,0]	-16,5 ±8,9 [-18,9; -14,0]	-16,5 ±8,9 [-18,9; -14,0]
OSG sag_dorsalext.			
MV	17,6 ±2,9 [15,5; 19,7]	19,3^Δ ±4,0 [16,3; 22,4]	19,2 ±4,4 [15,8; 22,6]
MPP	16,1 ±4,8 [12,7; 19,5]	18,7 ±6,4 [14,1; 23,2]	18,5 ±3,7 [15,8; 21,1]
Kontrolle	15,1 ±3,8 [14,1; 16,2]	15,1 ±3,8 [14,1; 16,2]	15,1^Δ ±3,8 [14,1; 16,2]
OSG sag_plantarflex			
MV	-6,1^Δ ±4,8 [-9,5; -2,6]	-7,9^Δ ±3,6 [-10,7; -5,2]	-11,1 ±7,3 [-16,7; -5,6]
MPP	-14,1* ±7,2 [-19,2; -8,9]	-10,9 ±4,7 [-14,2; -7,5]	-12,5 ±5,7 [-16,6; -8,5]
Kontrolle	-12,4 ±3,4 [-13,3; -11,5]	-12,4 ±3,4 [-13,3; -11,5]	-12,4 ±3,4 [-13,3; -11,5]

^Δ=signifikanter Unterschied zwischen KGr und IGr; *=signifikanter Unterschied zwischen IGr; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop./Wochen postop. (Erläuterungen siehe Text)

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Minima/Maxima der Gelenkwinkel und dem Alter ergaben sich keine relevanten signifikanten Abhängigkeiten.

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Minima/Maxima der Gelenkwinkel und dem BMI ergaben sich signifikante Abhängigkeiten in den sagittalen Becken-, Hüft- und Kniewinkeln (siehe Tabelle 14). Dies bedeutet, dass je größer der BMI der Patienten, desto größer waren die Maxima und Minima der sagittalen Beckenwinkel und der sagittalen Hüftwinkel. Die sagittalen Flexionsmaxima im Knie sanken und die Extensionsminima vergrößerten sich.

Tabelle 14: bivariate Korrelationen zwischen den Winkeln und dem BMI

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Becken sag_ant	p<0,001 K=0,56	p<0,001 K=0,59	p<0,001 K=0,59
Becken sag_post	p<0,001 K=0,51	p<0,001 K=0,51	p<0,001 K=0,50
Hüfte sag_flex	p<0,001 K=0,49	p<0,001 K=0,52	p<0,001 K=0,52
Hüfte sag_ext	p<0,001 K=0,55	p<0,001 K=0,54	p<0,001 K=0,51
Knie sag_flex1	p=0,08 K=-0,20	p<0,001 K=-0,40	p<0,001 K=-0,42
Knie sag_ext	p=0,04 K=0,24	p=0,03 K=0,26	p=0,03 K=-0,35
Knie sag_flex2	p<0,01 K=-0,33	p=0,02 K=-0,27	p=0,02 K=-0,27

K=Korrelationskoeffizient

Bewegungsumfänge (Range)

Becken:

Zwischen MV- und MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen.

Der **sagittale Range** veränderte sich in der MV-Gruppe zwischen präoperativ und 5 Wochen nicht signifikant. Nach 6 Monaten postoperativ stieg er an (p<0,01). In der MPP-Gruppe blieb der sagittale Range zwischen präoperativ, 5 Wochen und 6 Monaten postoperativ auf dem gleichen Niveau. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war präoperativ geringer als in der MPP-Gruppe und 6 Monate postoperativ signifikant geringer als in der MV-Gruppe (Werte siehe Tabelle 15).

Hüfte:

Zwischen MV- und MPP-Gruppe konnten keine Signifikanzen festgestellt werden.

Im zeitlichen Verlauf veränderte sich der **sagittale Range** in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war präoperativ sowie 5 Wochen postoperativ signifikant größer als in

den Interventionsgruppen ($p < 0,01$). Nach 6 Monaten bestand kein signifikanter Unterschied mehr (Werte siehe Tabelle 15).

Knie:

Im **gesamten sagittalen Range** ergaben sich zwischen den Interventionsgruppen keine signifikanten Unterschiede. Der gesamte sagittale Range veränderte sich in der MV-Gruppe präoperativ ($37,7^\circ \pm 11,2$) und nach 5 Wochen ($32,3^\circ \pm 8,2$) nicht signifikant. Nach 6 Monaten postoperativ stieg er auf $46,1^\circ \pm 4,1$ an ($p < 0,01$). In der MPP-Gruppe fiel er von präoperativ $44,3^\circ \pm 9,3$ auf $40,0^\circ \pm 7,0$ nach 5 Wochen ($p = 0,02$). Nach 6 Monaten postoperativ stieg er wieder auf das präoperative Niveau von $48,3^\circ \pm 6,7$ ($p < 0,01$) (siehe Tabelle 15).

Im **sagittalen Range in der Standphase (Range 1)** ergaben sich zwischen den Interventionsgruppen präoperativ ($p = 0,04$), 5 Wochen ($p = 0,01$) sowie 6 Monate postoperativ ($p = 0,01$) signifikante Unterschiede, wobei in der MV-Gruppe signifikant größere Werte gefunden wurden (siehe Abb. 21 und Tabelle 15). Der Range 1 veränderte sich in der MV-Gruppe im zeitlichen Verlauf gegenüber präoperativ ($7,3^\circ \pm 4,9$) nach 5 Wochen ($6,1^\circ \pm 2,4$) postoperativ nicht signifikant. Nach 6 Monaten stieg er auf das Ausgangsniveau von $8,5^\circ \pm 4,0$ an ($p < 0,03$). In der MPP-Gruppe blieb der Range 1 zwischen präoperativ ($3,8^\circ \pm 2,8$), 5 Wochen ($3,4^\circ \pm 2,1$) und 6 Monaten ($4,1^\circ \pm 2,3$) postoperativ auf dem gleichen Niveau (siehe Tabelle 15).

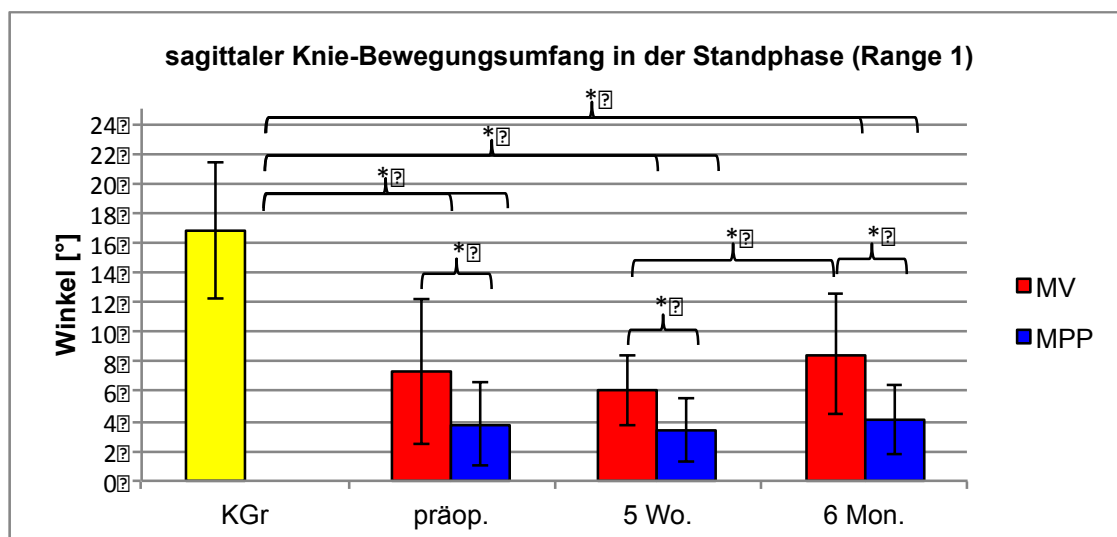


Abb. 21: sagittaler Kniebewegungsumfang in der Standphase (*=signifikanter Unterschied) (Erläuterungen s. Text)

Im **sagittalen Range in der Schwungphase (Range 2)** ergaben sich zwischen den Interventionsgruppen keine signifikanten Unterschiede. Der Range 2 veränderte sich

in der MV-Gruppe im zeitlichen Verlauf von präoperativ ($33,9^\circ \pm 10,3$) zu 5 Wochen ($31,1^\circ \pm 8,3$) nicht signifikant. Nach 6 Monaten stieg er auf $43,0^\circ \pm 5,2$ an ($p < 0,01$). Auch in der MPP-Gruppe blieb der Range 2 zwischen präoperativ ($40,4^\circ \pm 9,0$) und 5 Wochen ($38,0^\circ \pm 7,4$) postoperativ auf gleichem Niveau. Nach 6 Monaten stieg er über das Ausgangsniveau auf $44,7^\circ \pm 7,0$ ($p < 0,01$) (siehe Tabelle 15).

In allen sagittalen Ranges unterschieden sich die Interventionsgruppen zu jedem Zeitpunkt zur Kontrollgruppe hoch signifikant ($p < 0,001$). Die Kontrollgruppe wies dabei höhere Werte auf (Werte siehe Tabelle 15).

Im **gesamten frontalen Range** ergaben sich zwischen den Interventionsgruppen keine signifikanten Unterschiede (siehe Tabelle 15). Im zeitlichen Verlauf veränderte sich der Range in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $17,9^\circ \pm 7,6$ und war präoperativ sowie 5 Wochen postoperativ signifikant größer als in der MV-Gruppe ($p \leq 0,01$).

Oberes Sprunggelenk (OSG):

Zwischen MV- und MPP-Gruppe wurde präoperativ im **sagittalen Range** ein signifikanter Unterschied gemessen ($p < 0,01$). Hierbei zeigte die MPP-Gruppe signifikant größere Werte (siehe Abb. 22 und Tabelle 15). Im zeitlichen Verlauf veränderte sich der Range in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war nur präoperativ signifikant größer als in der MV-Gruppe ($p < 0,02$) (siehe Tabelle 15).

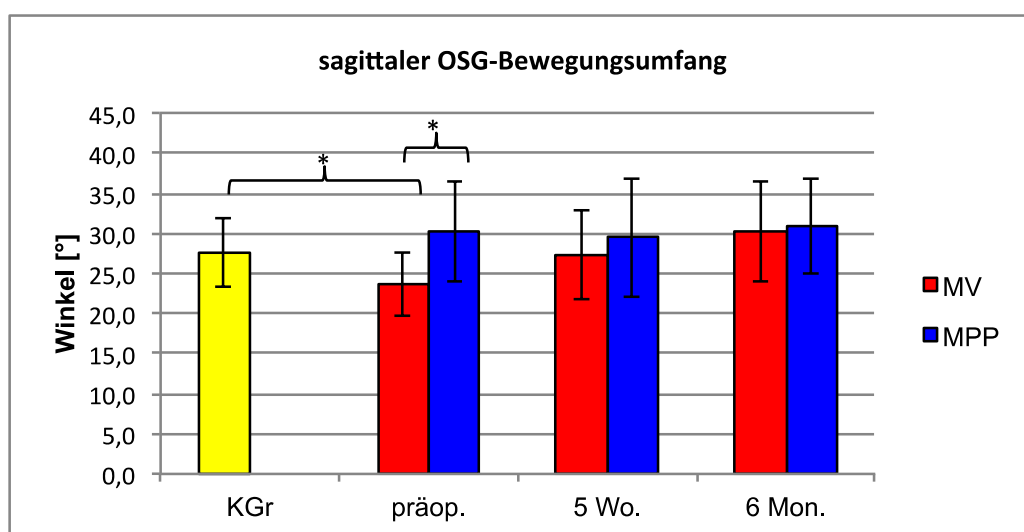


Abb. 22: sagittaler Bewegungsumfang des oberen Sprunggelenks (*=signifikanter Unterschied) (Erläuterungen s. Text)

Tabelle 15: Bewegungsumfänge aller Gruppen in Grad

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Becken sag			
MV	3,2 ±1 [2,5; 4,0]	3,2 ±1,1 [2,4; 4,1]	5,4^Δ ±3,0 [3,2; 7,7] (5W)
MPP	4,1^Δ ±1,6 [2,9; 5,2]	3,3 ±1,1 [2,5; 4,1]	3,4 ±1,1 [2,6; 4,2]
Kontrolle	3,0 ±1,0 [2,7; 3,3]	3,0 ±1,0 [2,7; 3,3]	3,0 ±1,0 [2,7; 3,3]
Hüfte sag			
MV	36,6 ±8,3 [30,6; 42,5]	40,3 ±6,6 [35,2; 45,4]	44,7 ±9,8 [37,1; 52,2]
MPP	39,3 ±6,3 [34,8; 43,8]	40,8 ±5,3 [37,0; 44,6]	42,9 ±5,5 [39,0; 46,8]
Kontrolle	46,0^Δ ±4,4 [44,8; 47,2]	46,0^Δ ±4,4 [44,8; 47,2]	46,0 ±4,4 [44,8; 47,2]
Knie sag_gesamt			
MV	37,7 ±11,2 [29,7; 45,7]	32,3 ±8,2 [26,0; 38,6]	46,1 ±4,1 [43,0; 49,2] (5W)
MPP	44,3 ±9,3 [37,7; 51,0]	40,0 ±7,0 [35,0; 45,0] (0)	48,3 ±6,7 [43,5; 53,1] (5W)
Kontrolle	62,9^Δ ±4,3 [61,7; 64,1]	62,9^Δ ±4,3 [61,7; 64,1]	62,9^Δ ±4,3 [61,7; 64,1]
Knie sag_Range1			
MV	7,3* ±4,9 [3,8; 10,9]	6,1* ±2,4 [4,3; 7,9]	8,5* ±4,0 [5,4; 11,5] (5W)
MPP	3,8* ±2,8 [1,8; 5,8]	3,4* ±2,1 [1,9; 4,9]	4,1* ±2,3 [2,5; 5,8]
Kontrolle	16,8^Δ ±4,5 [15,5; 18,1]	16,8^Δ ±4,5 [15,6; 18,1]	16,8^Δ ±4,5 [15,5; 18,1]
Knie sag_Range2			
MV	33,9 ±10,3 [26,5; 41,2]	31,1 ±8,3 [24,7; 37,5]	43,0 ±5,2 [39,0; 47,0] (5W)
MPP	40,4 ±9,0 [34,0; 46,8]	38,0 ±7,4 [32,7; 43,2]	44,7 ±7,0 [39,7; 49,7] (0;5W)
Kontrolle	59,6^Δ ±3,5 [58,6; 60,5]	59,6^Δ ±3,5 [58,6; 60,5]	59,6^Δ ±3,5 [58,6; 60,5]
Knie front			
MV	11,7^Δ ±4,5 [8,6; 14,9]	10,8^Δ ±6,4 [6,0; 15,7]	16,1 ±8,6 [9,5; 22,8]
MPP	15,5 ±6,1 [11,1; 19,8]	14,0 ±7,6 [8,6; 19,4]	15,1 ±6,4 [10,6; 19,7]
Kontrolle	17,9 ±7,6 [15,8; 20,0]	17,9 ±7,6 [15,8; 20,0]	17,9 ±7,6 [15,8; 20,0]
OSG sag			
MV	23,6*^Δ ±4,0 [20,8; 26,5]	27,3 ±5,5 [23,1; 31,4]	30,3 ±6,3 [25,5; 35,2]
MPP	30,2* ±6,3 [25,7; 34,7]	29,5 ±7,4 [24,2; 34,8]	31,0 ±6,0 [26,7; 35,2]
Kontrolle	27,5 ±4,3 [26,4; 28,7]	27,5 ±4,3 [26,4; 28,7]	27,5 ±4,3 [26,4; 28,7]

^Δ=signifikanter Unterschied zwischen KGr und IGr; *=signifikanter Unterschied zwischen IGr; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop./Wochen postop. (Erläuterungen siehe Text)

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Bewegungsumfängen und dem Alter ergab sich eine signifikante Abhängigkeit des sagittalen Knierange2 in der Schwungphase präoperativ sowie 6 Monate postoperativ (prä: p=0,3, K=-0,25; 6M:

$p=0,04$, $K=-0,24$). Dies bedeutet, dass je älter die Patienten, desto geringer war der Range2 des Knies.

Auch bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Bewegungsumfängen und dem BMI ergaben sich ähnlich zu den Maxima/Minima der Winkel signifikante Abhängigkeiten in den Becken-, Hüft- und Kniebewegungsumfängen (siehe Tabelle 16). Diese bedeuten, dass je größer der BMI der Patienten, desto größer waren die sagittalen Bewegungsumfänge im Becken und desto geringer waren die sagittalen Bewegungsumfänge im Kniegelenk.

Tabelle 16: bivariate Korrelationen zwischen den Bewegungsumfänge und dem BMI

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Becken sag	$p<0,001$ $K=0,62$	$p<0,001$ $K=0,57$	$p<0,001$ $K=0,61$
Knie sag_gesamt	$p=0,02$ $K=-0,27$	$p=0,01$ $K=-0,29$	$p<0,01$ $K=-0,36$
Knie sag_Range1	$p<0,001$ $K=-0,47$	$p<0,001$ $K=-0,49$	$p<0,001$ $K=-0,50$
Knie sag_Range2	$p<0,01$ $K=-0,33$	$p<0,01$ $K=-0,32$	$p=0,001$ $K=-0,39$

K=Korrelationskoeffizient

4.8.4 Momente

Es wurden die Maxima und Minima der relativen Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenksmomente sowie die Momentumfänge (Ranges) in der Sagittal- und Frontalebene gemessen. Aus Übersichtsgründen wurden nur die relevanten Ergebnisse beschrieben.

Minima und Maxima der relativen Momente

Hüfte:

Zwischen MV- und MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen (siehe Tabelle 17). Das **relative sagittale Flexionsmaximum** veränderte sich im zeitlichen Verlauf in der MV-Gruppe zwischen präoperativ, 5 Wochen und 6 Monaten postoperativ nicht signifikant. In der MPP-Gruppe blieb das relative sagittale Flexionsmoment zwischen präoperativ und 5 Wochen konstant. Nach 6 Monaten postoperativ stieg es an ($p=0,049$). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten signifikant größer als in den Interventionsgruppen ($p<0,01$) (Werte siehe Tabelle 17). Das **relative sagittale Extensionsminimum** veränderte sich im zeitlichen Verlauf in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der

Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten signifikant geringer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,01$) (Werte siehe Tabelle 17).

Knie:

Im **relativen sagittalen Extensionsminimum zu Beginn der Standphase (Extensionsminimum1)** konnte ein signifikanter Unterschied 5 Wochen postoperativ zwischen MV- und MPP-Gruppe gemessen werden ($p = 0,01$). Die MPP-Gruppe zeigte hierbei einen signifikant geringeren Wert (siehe Tabelle 17).

Im zeitlichen Verlauf veränderte sich das **Extensionsminimum1** in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten hoch signifikant geringer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,001$) (Werte siehe Tabelle 17).

Im **relativen sagittalen Flexionsmaximum** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Auch im zeitlichen Verlauf veränderten sich die Flexionsmaxima in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war präoperativ im Vergleich zu den Interventionsgruppen signifikant größer ($p < 0,05$). 5 Wochen und 6 Monate postoperativ konnte nur ein signifikanter Unterschied zwischen der MPP-Gruppe und der Kontrollgruppe festgestellt werden ($p < 0,01$), wobei auch hier die Kontrollgruppe die signifikant größeren Werte aufwies (Werte siehe Tabelle 17).

Im **relativen sagittalen Extensionsminimum am Ende der Standphase (Extensionsminimum2)** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Auch im zeitlichen Verlauf veränderte sich das Extensionsmaximum in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten hoch signifikant geringer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,001$) (Werte siehe Tabelle 17).

Im **relativen frontalen Valgusminimum** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Auch im zeitlichen Verlauf veränderte sich das Valgusminimum in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war nur 5 Wochen postoperativ signifikant geringer als in der MV-Gruppe ($p < 0,01$) (Werte siehe Tabelle 17).

Im **relativen frontalen Varusmaximum am Anfang der Standphase (Varusmaximum1)** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Das Varusmaximum1 fiel in der MV-Gruppe von präoperativ $0,39 \pm 0,19$ Nm/kg KG auf $0,24 \pm 0,13$ Nm/kg KG nach 5 Wochen ($p = 0,04$).

Im weiteren Verlauf nach 6 Monaten blieb der Wert auf dem gleichen Niveau bei $0,26 \pm 0,08$ Nm/kg KG. In der MPP-Gruppe blieb das relative frontale Varusmaximum zwischen präoperativ ($0,28 \pm 0,11$ Nm/kg KG), 5 Wochen ($0,21 \pm 0,08$ Nm/kg KG) und 6 Monaten ($0,21 \pm 0,07$ Nm/kg KG) postoperativ konstant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $0,53 \pm 0,15$ Nm/kg KG und war zu allen Zeitpunkten hoch signifikant größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 17). Im **relativen frontalen Varusmaximum am Ende der Standphase (Varusmaximum2)** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Das Varusmaximum2 fiel in der MV-Gruppe von präoperativ $0,30 \pm 0,14$ Nm/kg KG auf $0,13 \pm 0,14$ Nm/kg KG nach 5 Wochen ($p = 0,02$). Im weiteren Verlauf stieg es nach 6 Monaten auf präoperatives Niveau mit $0,21 \pm 0,04$ Nm/kg KG ($p = 0,04$). In der MPP-Gruppe blieb das relative frontale Varusmaximum zwischen präoperativ ($0,26 \pm 0,14$ Nm/kg KG), 5 Wochen ($0,18 \pm 0,12$ Nm/kg KG) und 6 Monaten ($0,20 \pm 0,08$ Nm/kg KG) postoperativ konstant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $0,36 \pm 0,11$ Nm/kg KG. Dieser unterschied sich präoperativ nur von der MPP-Gruppe ($p = 0,04$). 5 Wochen und 6 Monate postoperativ war er signifikant größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 17).

oberes Sprunggelenk (OSG):

Zwischen MV- und MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen (siehe Tabelle 17). Im zeitlichen Verlauf veränderten sich das **relative sagittale Dorsalextensionsmaximum** sowie das **relative sagittale Plantarflexionsminimum** in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der für das Dorsalextensionsmaximum zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe unterschied sich zu allen Zeitpunkten signifikant zu den Interventionsgruppen ($p < 0,001$), wobei die Kontrollgruppe signifikant größere Werte lieferte (siehe Tabelle 16). Der Kontrollwert des relativen Plantarflexionsminimums unterschied sich nur präoperativ von beiden Interventionsgruppen ($p < 0,01$). Nach 5 Wochen und 6 Monaten zeigte sich der signifikante Unterschied nur zu der MPP-Gruppe ($p < 0,05$) (Werte siehe Tabelle 17).

Tabelle 17: relative Momente aller Gruppen in Nm/kg KG

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Hüfte sag_flex			
MV	0,59 ±0,28 [0,39; 0,79]	0,54 ±0,21 [0,38; 0,7]	0,68 ±0,23 [0,51; 0,86]
MPP	0,66 ±0,22 [0,5; 0,81]	0,64 ±0,16 [0,53; 0,76]	0,80 ±0,33 [0,56; 1,04] (5W)
Kontrolle	1,05^Δ ±0,28 [0,97; 1,13]	1,05^Δ ±0,28 [0,97; 1,13]	1,05^Δ ±0,28 [0,97; 1,13]
Hüfte sag_ext			
MV	-0,81 ±0,35 [-1,07; -0,56]	-1,04 ±0,2 [-1,2; -0,89]	-1,16 ±0,3 [-1,39; -0,93]
MPP	-0,94 ±0,33 [-1,18; -0,71]	-1,07 ±0,39 [-1,35; -0,79]	-1,11 ±0,35 [-1,37; -0,86]
Kontrolle	-1,46^Δ ±0,3 [-1,54; -1,37]	-1,46^Δ ±0,3 [-1,54; -1,37]	-1,46^Δ ±0,3 [-1,54; -1,37]
Knie sag_ext1			
MV	-0,17 ±0,12 [-0,25; -0,08]	-0,15* ±0,08 [-0,21; -0,14]	-0,25 ±0,13 [-0,35; -0,15]
MPP	-0,25 ±0,12 [-0,33; -0,17]	-0,25* ±0,1 [-0,32; -0,18]	-0,32 ±0,16 [-0,43; 0,20]
Kontrolle	-0,56^Δ ±0,17 [-0,56; -0,52]	-0,56^Δ ±0,17 [-0,56; -0,52]	-0,56^Δ ±0,17 [-0,56; -0,52]
Knie sag_flex			
MV	0,50 ±0,25 [0,32; 0,67]	0,55 ±0,23 [0,37; 0,72]	0,55 ±0,16 [0,43; 0,68]
MPP	0,40 ±0,25 [0,22; 0,58]	0,32^Δ ±0,25 [0,14; 0,5]	0,36^Δ ±0,26 [0,18; 0,54]
Kontrolle	0,67^Δ ±0,29 [0,59; 0,75]	0,67 ±0,29 [0,59; 0,75]	0,67 ±0,29 [0,59; 0,75]
Knie sag_ext2			
MV	0,12 ±0,2 [-0,03; 0,26]	0,09 ±0,08 [0,03; 0,15]	0,04 ±0,07 [-0,01; 0,09]
MPP	0,05 ±0,11 [-0,04; 0,12]	0,03 ±0,11 [-0,05; 0,11]	-0,03 ±0,02 [-0,20; 0,14]
Kontrolle	-0,19^Δ ±0,16 [-0,23; -0,14]	-0,19^Δ ±0,16 [-0,23; -0,14]	-0,19^Δ ±0,16 [-0,23; -0,14]
Knie front_valgus			
MV	-0,04 ±0,07 [-0,09; 0,01]	-0,12^Δ ±0,11 [-0,2; -0,03]	-0,06 ±0,04 [-0,09; -0,03]
MPP	-0,03 ±0,06 [-0,08; 0,01]	-0,06 ±0,07 [-0,12; -0,01]	-0,05 ±0,06 [-0,1; -0,01]
Kontrolle	-0,02 ±0,06 [-0,04; -0,01]	-0,02 ±0,06 [-0,04; -0,01]	-0,02 ±0,06 [-0,04; -0,01]
Knie front_varus1			
MV	0,39 ±0,19 [0,26; 0,52]	0,24 ±0,13 [0,14; 0,33] (0)	0,26 ±0,08 [0,2; 0,32] (0)
MPP	0,28 ±0,11 [0,21; 0,36]	0,21 ±0,08 [0,15; 0,26]	0,21 ±0,07 [0,16; 0,25]
Kontrolle	0,53^Δ ±0,15 [0,49; 0,57]	0,53^Δ ±0,15 [0,49; 0,57]	0,53^Δ ±0,15 [0,49; 0,57]
Knie front_varus2			
MV	0,30 ±0,14 [0,19; 0,4]	0,13 ±0,14 [0,03; 0,24] (0)	0,21 ±0,04 [0,18; 0,24] (5W)
MPP	0,26^Δ ±0,14 [0,16; 0,36]	0,18 ±0,12 [0,09; 0,26]	0,20 ±0,08 [0,14; 0,25]
Kontrolle	0,36 ±0,11 [0,32; 0,39]	0,36^Δ ±0,11 [0,32; 0,39]	0,36^Δ ±0,11 [0,32; 0,39]

OSG sag_dorsalext			
MV	1,13 ±0,28 [0,93; 1,33]	1,10 ±0,15 [0,98; 1,21]	1,18 ±0,12 [1,09; 1,27]
MPP	1,14 ±0,21 [0,99; 1,29]	1,13 ±0,17 [1,01; 1,25]	1,19 ±0,17 [1,07; 1,31]
Kontrolle	1,46^Δ ±0,19 [1,41; 1,51]	1,46^Δ ±0,19 [1,41; 1,51]	1,46^Δ ±0,19 [1,41; 1,51]
OSG sag_plantarflex			
MV	-0,11 ±0,04 [-0,14; -0,08]	-0,19 ±0,11 [-0,27; -0,1]	-0,19 ±0,08 [-0,25; -0,13]
MPP	-0,13 ±0,09 [-0,2; -0,06]	-0,16^Δ ±0,11 [-0,23; -0,08]	-0,16^Δ ±0,06 [-0,21; -0,12]
Kontrolle	-0,24^Δ ±0,08 [-0,27; -0,22]	-0,24 ±0,08 [-0,27; -0,22]	-0,24 ±0,08 [-0,27; -0,22]

^Δ=signifikanter Unterschied zwischen KGr und IGr; *=signifikanter Unterschied zwischen IGr; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop./Wochen postop. (Erläuterungen siehe Text)

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen relativen Momentmaxima/-minima und dem Alter ergab sich eine signifikante Abhängigkeit im sagittalen Extensionsminimum der Hüfte zu allen drei Zeitpunkten (prä: p=0,03, K=0,26; 5W: p=0,03, K=0,26; 6M: p=0,02, K=0,27). Dies bedeutet, dass je älter die Patienten waren, umso mehr verminderte sich das Extensionsmoment der Hüfte.

Auch bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den relativen Momentmaxima sowie -minima und dem BMI ergaben sich signifikante Abhängigkeiten in den Hüft-, Knie- und OSG-Momenten (siehe Tabelle 18). Diese bedeuten, dass je größer der BMI der Patienten, desto geringer waren die Beträge der sagittalen relativen Momente.

Tabelle 18: bivariate Korrelationen zwischen relativen Momenten und BMI

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Hüfte sag_flex	K=-0,54	K=-0,57	K=-0,51
Hüfte sag_ext	K=0,43	K=0,38	K=0,36
Knie sag_ext1	K=0,42	K=0,46	K=-0,42
Knie sag_flex	K=-0,41	K=-0,39	K=0,46
Knie sag_ext2	K=0,42	K=0,42	K=0,39
OSG sag_dorsalext	K=-0,51	K=-0,54	K=-0,59

K=Korrelationskoeffizient; p<0,001 für alle Werte

Momentumfänge (Ranges)

Hüfte:

Zwischen der MV- und der MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen (siehe Tabelle 19).

Im zeitlichen Verlauf veränderte sich der **sagittale Range** in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten deutlich größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,001$) (Werte siehe Tabelle 19).

Knie:

Im **sagittalen Gesamtrange** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Auch im zeitlichen Verlauf veränderte sich der Range in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten deutlich größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,01$) (Werte siehe Tabelle 19).

Im **sagittalen Range am Anfang der Standphase (Range 1)** ergab sich zwischen der MV- und der MPP-Gruppe 5 Wochen postoperativ ein signifikanter Unterschied ($p = 0,04$), wobei die MV-Gruppe signifikant größere Werte zeigte (siehe Abb. 23 und Tabelle 19). Im zeitlichen Verlauf veränderte sich der Range1 in der MV-Gruppe von präoperativ ($0,66 \pm 0,25$ Nm/kg KG) zu 5 Wochen ($0,48 \pm 0,18$ Nm/kg KG) nicht signifikant. Nach 6 Monaten stieg er über das präoperative Niveau auf $0,79 \pm 0,15$ Nm/kg KG ($p < 0,01$). In der MPP-Gruppe sank der Range1 am Anfang der Standphase von präoperativ von $0,65 \pm 0,23$ Nm/kg KG auf $0,29 \pm 0,17$ Nm/kg KG nach 5 Wochen ($p < 0,01$). Nach 6 Monaten stieg er wieder auf präoperatives Niveau ($0,68 \pm 0,16$ Nm/kg KG) ($p < 0,01$). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $1,24 \pm 0,33$ Nm/kg KG und war zu allen Zeitpunkten größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 19).

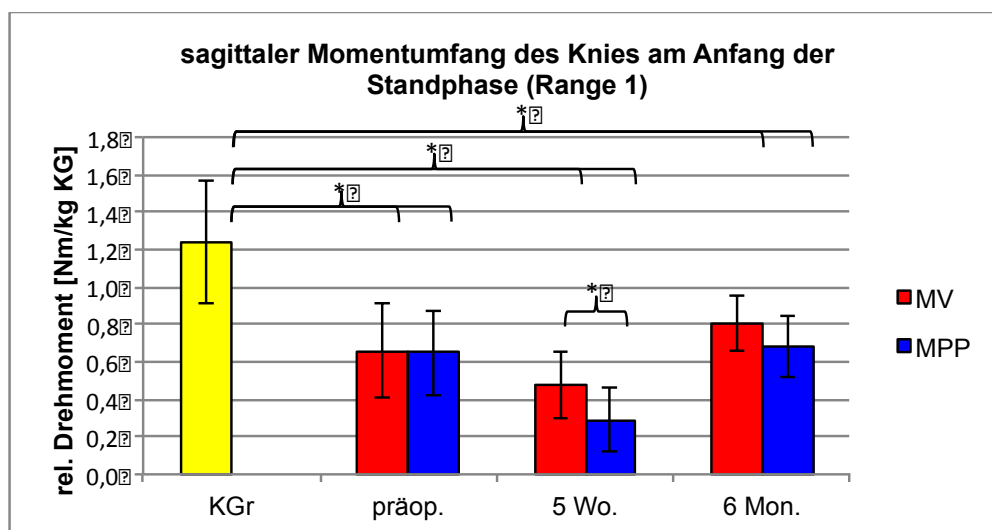


Abb. 23: sagittaler Momentumumfang des Knies am Anfang der Standphase (*=signifikanter Unterschied) (Erläuterungen s. Text)

Im **sagittalen Range am Ende der Standphase (Range 2)** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Auch im zeitlichen Verlauf veränderte sich der Range in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,05$) (Werte siehe Tabelle 19).

Im **frontalen Gesmtrange** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Auch im zeitlichen Verlauf veränderte sich der Range in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe unterschied sich 5 Wochen und 6 Monate postoperativ von beiden Interventionsgruppen ($p < 0,001$). Präoperativ bestand nur ein signifikanter Unterschied zu der MPP-Gruppe ($p < 0,001$), wobei die Kontrollgruppe signifikant größere Werte zeigte (Werte siehe Tabelle 19).

Im **frontalen Range am Anfang der Standphase (Range 1)** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Der Range1 sank in der MV-Gruppe von präoperativ $0,43 \pm 0,17$ Nm/kg KG auf $0,25 \pm 0,08$ Nm/kg KG nach 5 Wochen ($p < 0,01$). Danach stieg er nach 6 Monaten postoperativ jedoch nicht auf das Ausgangsniveau ($0,33 \pm 0,07$ Nm/kg KG) ($p < 0,05$). In der MPP-Gruppe blieb der Range1 am Anfang der Standphase zwischen präoperativ, 5 Wochen und 6 Monaten konstant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten größer als in den beiden Interventionsgruppen ($p < 0,03$) (Werte siehe Tabelle 19).

Im **frontalen Range am Ende der Standphase (Range 2)** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Auch im zeitlichen Verlauf veränderte sich der Range 2 in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe unterschied sich präoperativ nicht von beiden Interventionsgruppen. 5 Wochen postoperativ zeigte nur die MPP-Gruppe signifikant geringere Werte ($p < 0,01$). 6 Monate postoperativ stellte sich in beiden Interventionsgruppen ein signifikanter Unterschied dar ($p < 0,001$), wobei die Werte der Kontrollgruppe signifikant größer waren (Werte siehe Tabelle 19).

oberes Sprunggelenk (OSG)

Zwischen MV- und MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen (siehe Tabelle 19). Im zeitlichen Verlauf veränderte sich der **sagittale Range** in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontroll-

gruppe war zu allen Zeitpunkten deutlich größer als in den Interventionsgruppen (p<0,001) (Werte siehe Tabelle 19).

Tabelle 19: Momentumfänge aller Gruppen in Nm/kg KG

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Hüfte sag			
MV	1,41 ±0,46 [1,08; 1,73]	1,58 ±0,28 [1,36; 1,80]	1,84 ±0,37 [1,53; 2,15]
MPP	1,6 ±0,39 [1,33; 1,88]	1,71 ±0,37 [1,45; 1,98]	1,92 ±0,23 [1,75; 2,08]
Kontrolle	2,51^Δ ±0,46 [2,38; 2,63]	2,51^Δ ±0,46 [2,38; 2,63]	2,51^Δ ±0,46 [2,38; 2,63]
Knie sag_gesamt			
MV	0,66 ±0,25 [0,48; 0,85]	0,71 ±0,17 [0,57; 0,84]	0,79 ±0,15 [0,66; 0,92]
MPP	0,69 ±0,18 [0,56; 0,83]	0,62 ±0,20 [0,48; 0,76]	0,74 ±0,12 [0,65; 0,82]
Kontrolle	1,24^Δ ±0,32 [1,16; 1,33]	1,24^Δ ±0,32 [1,16; 1,33]	1,24^Δ ±0,32 [1,16; 1,33]
Knie sag_R1			
MV	0,66 ±0,25 [0,48; 0,85]	0,48* ±0,18 [0,34; 0,62]	0,81 ±0,15 [0,69; 0,92] (0;5W)
MPP	0,65 ±0,23 [0,48; 0,81]	0,29* ±0,17 [0,17; 0,41] (0)	0,68 ±0,16 [0,56; 0,79] (5W)
Kontrolle	1,24^Δ ±0,33 [1,14; 1,33]	1,24^Δ ±0,33 [1,14; 1,33]	1,24^Δ ±0,33 [1,14; 1,33]
Knie sag_R2			
MV	0,38 ±0,28 [0,18; 0,58]	0,66 ±0,23 [0,49; 0,84]	0,49 ±0,12 [0,38; 0,59]
MPP	0,35 ±0,18 [0,22; 0,49]	0,57 ±0,23 [0,40; 0,74]	0,39 ±0,13 [0,30; 0,48]
Kontrolle	0,86^Δ ±0,27 [0,78; 0,93]	0,86^Δ ±0,27 [0,78; 0,93]	0,86^Δ ±0,27 [0,78; 0,93]
Knie front_gesamt			
MV	0,48 ±0,20 [0,34; 0,62]	0,38 ±0,15 [0,27; 0,50]	0,38 ±0,09 [0,30; 0,45]
MPP	0,40^Δ ±0,14 [0,30; 0,62]	0,33 ±0,07 [0,29; 0,38]	0,32 ±0,05 [0,28; 0,36]
Kontrolle	0,61 ±0,15 [0,57; 0,65]	0,61^Δ ±0,15 [0,57; 0,65]	0,61^Δ ±0,15 [0,57; 0,65]
Knie front_R1			
MV	0,43 ±0,17 [0,31; 0,55]	0,25 ±0,08 [0,19; 0,31] (0)	0,26 ±0,14 [0,17; 0,35] (0;5W)
MPP	0,32 ±0,13 [0,22; 0,41]	0,24 ±0,07 [0,19; 0,29]	0,26 ±0,07 [0,21; 0,31]
Kontrolle	0,55^Δ ±0,16 [0,51; 0,60]	0,55^Δ ±0,16 [0,51; 0,60]	0,55^Δ ±0,16 [0,51; 0,60]
Knie front_R2			
MV	0,34 ±0,13 [0,25; 0,43]	0,36 ±0,15 [0,24; 0,47]	0,28 ±0,05 [0,23; 0,33]
MPP	0,29 ±0,14 [0,19; 0,40]	0,27^Δ ±0,07 [0,22; 0,32]	0,25 ±0,09 [0,18; 0,32]
Kontrolle	0,38 ±0,11 [0,35; 0,41]	0,38 ±0,11 [0,35; 0,41]	0,38^Δ ±0,11 [0,35; 0,41]

OSG sag			
MV	1,24 ±0,28 [1,04; 1,44]	1,28 ±0,15 [1,17; 1,40]	1,38 ±0,11 [1,29; 1,47]
MPP	1,27 ±0,18 [1,14; 1,40]	1,29 ±0,12 [1,20; 1,37]	1,36 ±0,15 [1,25; 1,46]
Kontrolle	1,70^Δ ±0,2 [1,64; 1,76]	1,70^Δ ±0,2 [1,64; 1,76]	1,70^Δ ±0,2 [1,64; 1,76]

^Δ=signifikanter Unterschied zwischen KGr und IGr; *=signifikanter Unterschied zwischen IGr; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop./Wochen postop. (Erläuterungen siehe Text)

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Momentumfängen und dem Alter ergaben sich keine relevanten signifikanten Abhängigkeiten.

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Momentumfängen und dem BMI ergaben sich ähnlich zu den Maxima/Minima der Momente signifikante Abhängigkeiten in den Hüft-, Knie- und OSG-Momentumfängen (siehe Tabelle 20). Diese bedeuten, dass die Momentumfänge mit zunehmenden BMI der Patienten abnahmen.

Tabelle 20: bivariate Korrelationen zwischen Momentumfängen und BMI

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Hüfte_sag	K=-0,60	K=-0,60	K=-0,60
Knie sag_gesamt	K=-0,56	K=-0,55	K=-0,59
Knie sag_R1	K=-0,56	K=-0,59	K=-0,59
Knie sag_R2	K=-0,59	K=-0,44	K=-0,61
Knie front_R1	K=-0,24	K=-0,35	K=-0,39
OSG_sag	K=-0,57	K=-0,58	K=-0,63

K=Korrelationskoeffizient; p<0,001 für alle Werte

4.8.5 Leistung

Es wurden die absoluten Leistungen der Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenke sowie die Leistungsumfänge (Ranges) gemessen. Aus Übersichtsgründen wurden nur die relevanten Ergebnisse beschrieben.

Absolutwerte der Leistung

Hüfte:

Zwischen MV- und MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen.

Die **generierte Hüftleistung** veränderte sich im zeitlichen Verlauf in der MV-Gruppe zwischen präoperativ, 5 Wochen und 6 Monaten postoperativ nicht signifikant. In der MPP-Gruppe blieb sie von präoperativ bis 5 Wochen postoperativ konstant.

Nach 6 Wochen stieg sie an ($p=0,02$). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten signifikant größer als in den Interventionsgruppen ($p<0,001$) (Werte siehe Tabelle 21).

Die **absorbierte Hüftleistung** veränderte sich im zeitlichen Verlauf in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war nur präoperativ geringer als in den Interventionsgruppen ($p<0,05$) (Werte siehe Tabelle 21).

Knie:

Bei der **generierten Knieleistung am Anfang des Loading Response (Gen 1)** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Auch im zeitlichen Verlauf veränderte sich Gen1 in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der Vergleichswert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten signifikant größer als in den Interventionsgruppen ($p<0,001$) (Werte siehe Tabelle 21).

Bei der **absorbierten Knieleistung** ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen präoperativ ($p=0,035$) und 6 Monate postoperativ ($p<0,01$) (siehe Tabelle 21). Hierbei zeigten sich in der MV-Gruppe zu beiden Zeitpunkten signifikant geringere Werte (Werte siehe Tabelle 21). Präoperativ wurden in der MV-Gruppe $-0,6 \pm 0,45$ W/kg KG und in der MPP-Gruppe $-0,27 \pm 0,25$ W/kg KG gemessen. 6 Monate postoperativ zeigte sich ein ähnliches Bild (MV: $-0,59 \pm 0,24$ W/kg KG; MPP: $-0,22 \pm 0,17$ W/kg KG). Im zeitlichen Verlauf veränderte sich die absorbierte Leistung in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $-1,18 \pm 0,57$ W/kg KG und war zu allen Zeitpunkten hoch signifikant geringer als in den Interventionsgruppen ($p<0,001$) (siehe Tabelle 21).

Bei der **generierten Knieleistung am Anfang des Mid-Stance (Gen 2)** ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen 5 Wochen ($p=0,035$) sowie 6 Monate ($p=0,02$) postoperativ, wobei die MV-Gruppe signifikant höhere Werte zeigte (siehe Tabelle 21). 5 Wochen postoperativ wurden in der MV-Gruppe $0,27 \pm 0,14$ W/kg KG und in der MPP-Gruppe $0,14 \pm 0,12$ W/kg KG gemessen. 6 Monate postoperativ wurde dieser Unterschied (MV: $0,37 \pm 0,23$ W/kg KG; MPP: $0,18 \pm 0,13$ W/kg KG) noch deutlicher. Im zeitlichen Verlauf veränderte sich die Gen2 in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $0,76 \pm 0,44$ W/kg KG und war zu allen Zeitpunkten signifikant größer als in den Interventionsgruppen ($p<0,001$) (siehe Tabelle 21).

oberes Sprunggelenk (OSG):

Zwischen MV- und MPP-Gruppe ergaben sich keine Signifikanzen.

Die **generierte Sprunggelenksleistung** veränderte sich im zeitlichen Verlauf in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten größer als in den Interventionsgruppen ($p < 0,03$) (Werte siehe Tabelle 21).

Auch die **absorbierte Sprunggelenksleistung** veränderte sich im zeitlichen Verlauf in beiden Interventionsgruppen nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war nur präoperativ kleiner als in beiden Interventionsgruppen ($p < 0,02$). 5 Wochen postoperativ zeigte sich nur ein signifikanter Unterschied zu der MV-Gruppe ($p = 0,01$). 6 Monate postoperativ konnten keine signifikanten Unterschiede zu den Interventionsgruppen gemessen werden (Werte siehe Tabelle 21).

Tabelle 21: Generierte und absorbierte Leistungen aller Gruppen in Watt/kg KG

	präOp	5 Wochen	6 Monate
Hüfte gen			
MV	0,51 $\pm 0,24$ [0,34; 0,68]	0,72 $\pm 0,35$ [0,45; 0,99]	0,73 $\pm 0,37$ [0,45; 1,02]
MPP	0,63 $\pm 0,23$ [0,47; 0,8]	0,76 $\pm 0,34$ [0,51; 1,0]	0,93 $\pm 0,36$ [0,67; 1,18] (0)
Kontrolle	1,58^Δ $\pm 0,57$ [1,42; 1,74]	1,58^Δ $\pm 0,57$ [1,42; 1,74]	1,58^Δ $\pm 0,57$ [1,42; 1,74]
Hüfte abs			
MV	-0,74 $\pm 0,6$ [-1,17; -0,31]	-1,05 $\pm 0,65$ [-1,55; -0,55]	-1,14 $\pm 0,6$ [-1,6; -0,68]
MPP	-0,80 $\pm 0,43$ [-1,11; -0,49]	-0,95 $\pm 0,4$ [-1,24; -0,67]	-0,84 $\pm 0,35$ [-1,1; -0,59]
Kontrolle	-1,15^Δ $\pm 0,45$ [-1,27; -1,03]	-1,15 $\pm 0,45$ [-1,27; -1,03]	-1,15 $\pm 0,45$ [-1,27; -1,03]
Knie gen1			
MV	0,33 $\pm 0,34$ [0,09; 0,57]	0,18 $\pm 0,17$ [0,05; 0,32]	0,36 $\pm 0,19$ [0,22; 0,51]
MPP	0,31 $\pm 0,21$ [0,17; 0,46]	0,17 $\pm 0,14$ [0,07; 0,27]	0,35 $\pm 0,21$ [0,21; 0,5]
Kontrolle	1,46^Δ $\pm 0,58$ [1,3; 1,62]	1,46^Δ $\pm 0,58$ [1,3; 1,62]	1,46^Δ $\pm 0,58$ [1,3; 1,62]
Knie abs			
MV	-0,60* $\pm 0,45$ [-0,92; -0,28]	-0,37 $\pm 0,23$ [-0,55; -0,19]	-0,59* $\pm 0,24$ [-0,77; -0,4]
MPP	-0,27* $\pm 0,25$ [-0,45; -0,09]	-0,18 $\pm 0,16$ [-0,29; -0,06]	-0,22* $\pm 0,17$ [-0,34; -0,1]
Kontrolle	-1,18^Δ $\pm 0,57$ [-1,33; -1,02]	-1,18^Δ $\pm 0,57$ [-1,33; -1,02]	-1,18^Δ $\pm 0,57$ [-1,33; -1,02]

Knie gen2			
MV	0,37 ±0,33 [0,13; 0,6]	0,27* ±0,14 [0,16; 0,38]	0,37* ±0,23 [0,2; 0,55]
MPP	0,19 ±0,15 [0,08; 0,29]	0,14* ±0,12 [0,05; 0,22]	0,18* ±0,13 [0,09; 0,27]
Kontrolle	0,76^Δ ±0,44 [0,64; 0,88]	0,76^Δ ±0,44 [0,64; 0,88]	0,76^Δ ±0,44 [0,64; 0,88]
OSG gen			
MV	2,09 ±1,02 [1,36; 2,81]	2,16 ±0,82 [1,53; 2,78]	2,99 ±0,53 [2,59; 3,4]
MPP	2,57 ±0,87 [1,94; 3,2]	2,48 ±0,53 [2,1; 2,85]	3,02 ±0,54 [2,64; 3,41]
Kontrolle	3,64^Δ ±0,91 [3,39; 3,9]	3,64^Δ ±0,91 [3,39; 3,9]	3,64^Δ ±0,91 [3,39; 3,9]
OSG abs			
MV	-0,80 ±0,3 [-1,01; -0,59]	-0,81^Δ ±0,19 [-0,96; -0,67]	-0,90 ±0,23 [-1,08; -0,72]
MPP	-0,80 ±0,2 [-0,94; -0,65]	-0,90 ±0,22 [-1,06; -0,74]	-0,89 ±0,21 [-1,05; -0,74]
Kontrolle	-1,07^Δ ±0,33 [-1,16; -0,98]	-1,07 ±0,33 [-1,16; -0,98]	-1,07 ±0,33 [-1,16; -0,98]

^Δ=signifikanter Unterschied zwischen KGr und IGr; *=signifikanter Unterschied zwischen IGr; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop./Wochen postop. (Erläuterungen siehe Text)

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Absolutwerten der Leistungen und dem Alter ergab sich eine signifikante Abhängigkeit in der absorbierten Sprunggelenksleistung zu allen drei Zeitpunkten (prä: p=0,46, K=0,24; 5W: p<0,01, K=0,34; 6M: p=0,02, K=0,28). Dies bedeutet, dass je älter die Patienten, desto höher war das Absorptionsminimum bzw. desto niedriger war die absorbierte Sprunggelenksleistung.

Auch bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Absolutwerten der Leistungen und dem BMI ergaben sich signifikante Abhängigkeiten in den Hüft-, Knie- und OSG-Leistungen (siehe Tabelle 22). Diese bedeuten, dass je größer der BMI der Patienten, desto geringer waren die Beträge der Leistungen.

Tabelle 22: bivariate Korrelationen zwischen Leistung und BMI

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Hüfte gen	K=-0,63	K=-0,59	K=-0,60
Knie gen1	K=-0,50	K=-0,52	K=-0,57
Knie abs	K=0,44	K=0,49	K=0,53
Knie gen2	K=-0,47	K=-0,49	K=-0,53
OSG gen	K=-0,43	K=-0,5	K=-0,40

K=Korrelationskoeffizient; p<0,001 für alle Werte

Leistungsumfänge (Range)

Hüfte:

Zwischen der MV- und der MPP-Gruppe ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (siehe Tabelle 23). Auch im zeitlichen Verlauf veränderte sich der **Leistungsumfang** nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war zu allen Zeitpunkten größer als bei beiden Interventionsgruppen ($p \leq 0,02$) (Werte siehe Tabelle 23).

Knie:

Im **gesamten Leistungsumfang des Knies** ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Der Leistungsumfang veränderte sich in der MV-Gruppe im zeitlichen Verlauf zwischen präoperativ ($1,19 \pm 0,79$ W/kg KG), 5 Wochen ($1,04 \pm 0,50$ W/kg KG) und 6 Monaten ($1,34 \pm 0,50$ W/kg KG) postoperativ nicht signifikant. In der MPP-Gruppe fiel der gesamte Leistungsumfang des Knies von präoperativ $1,16 \pm 0,38$ W/kg KG auf $0,89 \pm 0,37$ W/kg KG nach 5 Wochen ($p=0,01$). Nach 6 Monaten stieg er wieder auf das präoperative Ausgangsniveau auf $1,34 \pm 0,44$ W/kg KG ($p<0,01$). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $3,31 \pm 1,09$ W/kg KG und war zu allen Zeitpunkten deutlich größer als bei beiden Interventionsgruppen ($p<0,001$) (siehe Tabelle 23).

Im **Leistungsumfang des Knies während des Loading Response (Range1)** ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen 5 Wochen ($p=0,02$) und 6 Monate ($p<0,01$) postoperativ, wobei die MV-Gruppe im Vergleich zur MPP-Gruppe signifikant größere Leistungsumfänge zeigte (siehe Abb. 24 und Tabelle 23). Im zeitlichen Verlauf veränderte sich in der MV-Gruppe der Range1 zwischen präoperativ ($0,93 \pm 0,69$ W/kg KG), 5 Wochen ($0,64 \pm 0,37$ W/kg KG) und 6 Monaten ($0,91 \pm 0,27$ W/kg KG) postoperativ nicht signifikant. In der MPP-Gruppe fiel der Range1 von präoperativ $0,58 \pm 0,38$ W/kg KG auf $0,32 \pm 0,25$ W/kg KG nach 5 Wochen ($p=0,01$). Nach 6 Monaten stieg er wieder auf das präoperative Ausgangsniveau ($0,57 \pm 0,22$ W/kg KG) ($p<0,01$). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $2,64 \pm 0,94$ W/kg KG und war zu allen Zeitpunkten signifikant größer als in beiden Interventionsgruppen ($p<0,001$) (siehe Tabelle 23).

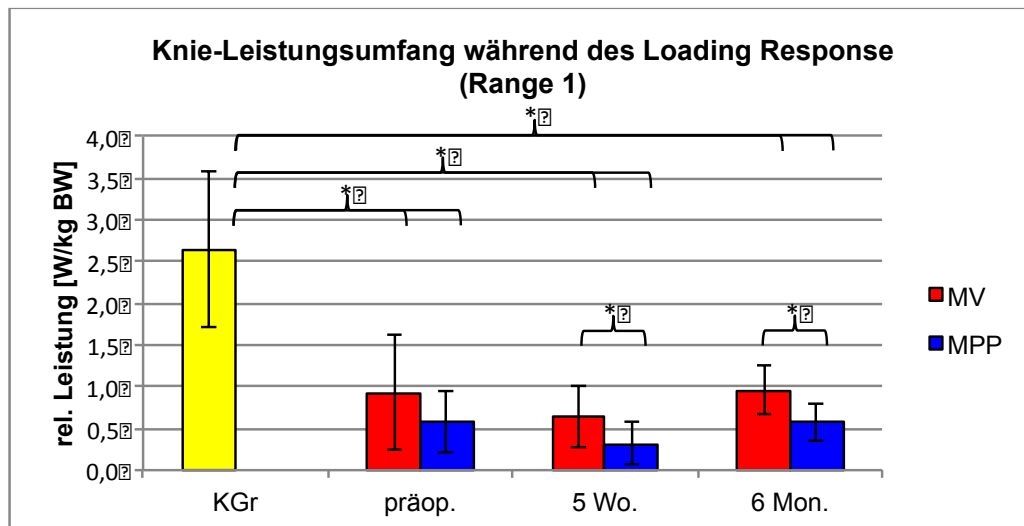


Abb. 24: Knie-Leistungsumfang während des Loading Response (*=signifikanter Unterschied) (Erläuterungen s. Text)

Der **Leistungsumfang des Knies während des Mid-Stances (Range2)** ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den Interventionsgruppen 6 Monate postoperativ ($p < 0,01$), wobei die MV-Gruppe im Vergleich mit der MPP-Gruppe signifikant größere Leistungsumfänge zeigte (siehe Abb. 25 und Tabelle 23). In der MV-Gruppe betrug der Range2 $0,83 \pm 0,26$ W/kg KG. In der MPP-Gruppe betrug er $0,4 \pm 0,21$ W/kg KG. Im zeitlichen Verlauf veränderte sich der Range2 nicht signifikant. Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe betrug $1,94 \pm 0,97$ W/kg KG und war zu allen Zeitpunkten signifikant größer als in beiden Interventionsgruppen ($p < 0,001$) (siehe Abb. 27).

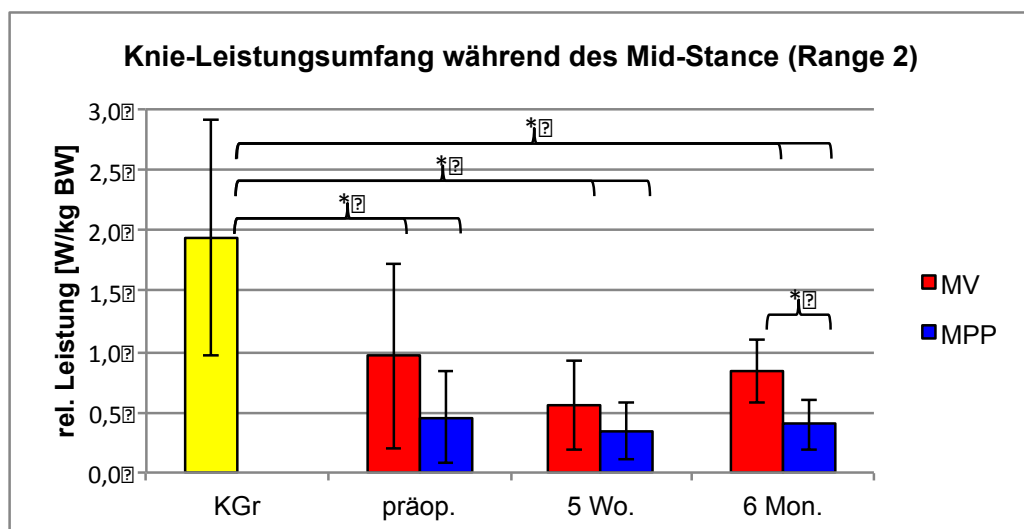


Abb. 25: Knie-Leistungsumfang während des Mid-Stance (*=signifikanter Unterschied)(Erläuterungen s. Text)

oberes Sprunggelenk (OSG):

Zwischen der MV- und der MPP-Gruppe ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (siehe Tabelle 23). Im zeitlichen Verlauf zeigte sich in der MV-Gruppe ein signifikanter Anstieg des Leistungsumfanges 6 Monate postoperativ ($p < 0,01$). Der zu vergleichende Wert in der Kontrollgruppe war präoperativ und 5 Monate postoperativ hoch signifikant größer als in beiden Interventionsgruppen ($p < 0,001$). 6 Monate postoperativ glichen sich die Interventionsgruppenwerte der Kontrollgruppe an, obwohl weiterhin ein signifikanter Unterschied bestand ($p = 0,035$) (Werte siehe Tabelle 23).

Tabelle 23: Leistungsumfänge aller Gruppen in Watt/kg KG

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Hüfte			
MV	1,25 ±0,73 [0,73; 0,77]	1,77 ±0,95 [1,05; 2,5]	1,77 ±0,92 [1,0; 2,54]
MPP	1,43 ±0,55 [1,04; 1,83]	1,71 ±0,66 [1,24; 2,19]	1,77 ±0,53 [1,4; 2,15]
Kontrolle	2,73 ^Δ ±0,9 [2,48; 2,98]	2,73 ^Δ ±0,9 [2,48; 2,98]	2,73 ^Δ ±0,9 [2,48; 2,98]
Knie gesamt			
MV	1,19 ±0,79 [0,62; 1,76]	1,04 ±0,5 [0,66; 1,42]	1,34 ±0,50 [0,92; 1,76]
MPP	1,16 ±0,38 [0,89; 1,43]	0,89 ±0,37 [0,63; 1,16] (0)	1,34 ±0,44 [1,03; 1,65] (5W)
Kontrolle	3,31 ^Δ ±1,09 [3,01; 3,62]	3,31 ^Δ ±1,09 [3,01; 3,62]	3,31 ^Δ ±1,09 [3,01; 3,62]
Knie Range 1			
MV	0,93 ±0,69 [0,44; 1,42]	0,64* ±0,37 [0,36; 0,92]	0,95* ±0,29 [0,73; 1,17]
MPP	0,58 ±0,38 [0,31; 0,85]	0,32* ±0,25 [0,14; 0,5] (0)	0,57* ±0,22 [0,41; 0,73] (5W)
Kontrolle	2,64 ^Δ ±0,94 [2,38; 2,9]	2,64 ^Δ ±0,94 [2,38; 2,9]	2,64 ^Δ ±0,94 [2,38; 2,9]
Knie Range 2			
MV	0,96 ±0,76 [0,42; 1,51]	0,56 ±0,37 [0,28; 0,84]	0,83* ±0,26 [0,62; 1,05]
MPP	0,46 ±0,38 [0,19; 0,73]	0,35 ±0,24 [0,18; 0,52]	0,40* ±0,21 [0,25; 0,55]
Kontrolle	1,94 ^Δ ±0,97 [1,67; 2,21]	1,94 ^Δ ±0,97 [1,67; 2,21]	1,94 ^Δ ±0,97 [1,67; 2,21]
OSG			
MV	2,88 ±1,26 [1,98; 3,79]	2,97 ±0,88 [2,29; 3,65]	3,92 ±0,63 [3,40; 4,45] (0;5W)
MPP	3,37 ±0,97 [2,67; 4,06]	3,38 ±0,66 [2,90; 3,85]	3,92 ±0,62 [3,48; 4,36]
Kontrolle	4,72 ^Δ ±1,09 [4,42; 5,02]	4,72 ^Δ ±1,09 [4,42; 5,02]	4,72 ^Δ ±1,09 [4,42; 5,02]

^Δ=signifikanter Unterschied zwischen KGr und IGr; *=signifikanter Unterschied zwischen IGr; (0/W)=signifikanter Unterschied zu präop./Wochen postop. (Erläuterungen siehe Text)

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Leistungsumfängen und dem Alter ergaben sich keine signifikanten Abhängigkeiten.

Bei den Korrelationsuntersuchungen zwischen den Leistungsumfängen und dem BMI ergaben sich ähnlich zu den Maxima/Minima signifikante Abhängigkeiten in den Hüft-, Knie- und OSG-Leistungsumfängen (siehe Tabelle 24). Diese bedeuten, dass je größer der BMI der Patienten war, desto geringer waren die Leistungsumfänge.

Tabelle 24: bivariate Korrelationen zwischen den Leistungsumfängen und BMI

	präOP	5 Wochen	6 Monate
Hüfte	K=-0,57	K=-0,49	K=-0,49
Knie gesamt	K=-0,56	K=-0,57	K=-0,60
Knie Range 1	K=-0,52	K=-0,54	K=-0,59
Knie Range 2	K=-0,47	K=-0,52	K=-0,54
OSG	K=-0,61	K=-0,47	K=-0,39

K=Korrelationskoeffizient; $p < 0,001$ für alle Werte

5 Diskussion

5.1 Klinische Parameter

In der vorliegenden Studie zeigten sich bezüglich des **OP-Verlaufs** Übereinstimmungen mit der vorhandenen Literatur. Im OP-Verlauf unterschieden sich beide Zugänge nicht voneinander, wie bei White et al., Bähris et al., Maestro et al. sowie bei Dalury und Jiranek beschrieben. Die Dauer der Operation, die Dauer der Blutsperre und der Blutverlust waren mit den Studien von White et al. und Bähris et al. vergleichbar (Dalury und Jiranek 1999, White et al. 1999, Maestro et al. 2000, Bähris et al. 2005). Ein geringerer Blutverlust beim Midvastus-Zugang wie bei Parentis et al. wurde in der vorliegenden Studie nicht beobachtet (Parentis et al. 1999). Die signifikante Korrelation der Blutsperrendauer mit dem Alter zeigte, dass je älter die Patienten waren, desto kürzer war die Blutsperrendauer. Ein somit vorhandener Vorteil für die signifikant ältere MV-Gruppe führte jedoch zu keinem signifikanten Unterschied zwischen den Interventionsgruppen bezüglich der Blutsperrendauer.

Bei den aufgetretenen **Komplikationen** wurden die in der Literatur beschriebenen Auffälligkeiten (siehe Punkt 1.6.1 und 1.6.6) beobachtet. Bei Kniegelenken, die mit einem MPP-Zugang operiert wurden, musste häufiger ein laterales Release durchgeführt werden. Bei Kniegelenken, die mit dem Midvastus-Zugang operiert wurden, zeigten sich zwei postoperative Hämatome. Lediglich die Mobilisation eines steifen Knies in Anästhesie in der MV-Gruppe war untypisch. So beschrieben Dalury und Jiranek, Maestro et al. sowie Bonutti et al. Mobilisationen nur beim MPP-Zugang (Dalury und Jiranek 1999, Maestro et al. 2000, Bonutti et al. 2010). Einzig Keating et al. beobachteten eine Mobilisation in ihrer MV-Gruppe (Keating et al. 1999). Andere Komplikationen wie Infektionen, Wundheilungsstörungen, Folgeschäden durch das laterale Release oder Gefäß- und Nervenschädigungen wurden nicht beobachtet. Die beschriebenen Komplikationen im MPP-Zugang durch die Verletzung des Streckapparates wie femoropatellare Instabilitäten, Sub- oder Dislokationen der Patella, Patellafrakturen oder eine Ruptur der Quadrizepssehne wurden nicht festgestellt (Hofmann et al. 1991a, Faure et al. 1993, Cooper et al. 1999, Keating et al. 1999, Parentis et al. 1999)

Die **Laborwerte** veränderten sich entsprechend eines normalen Operationsverlaufes. Die einzigen signifikanten Unterschiede zwischen den beiden

Interventionsgruppen zeigten sich am ersten postoperativen Tag beim Hämatokritwert und dem C-reaktiven Protein (CrP). Die niedrigen Hämatokritwerte waren jedoch ohne klinische Relevanz. Die Korrelation der Hämatokritwerte mit dem Alter konnte nur am 2./3. postoperativen Tag nachgewiesen werden und waren somit fraglich. Bezüglich des CrPs waren die Werte in der MV-Gruppe am ersten postoperativen Tag signifikant höher. Diese Tendenz bestand auch im weiteren Verlauf, allerdings ohne Signifikanz. In der vorhandenen Literatur wurden bislang nur Hämatokritwerte von Engh et al. und Maestro et al. (Engh et al. 1997, Maestro et al. 2000) beschrieben. Hier zeigten sich unterschiedliche Ergebnisse. Bei Engh et al. war der Hämatokritwert am dritten postoperativen Tag in der MV-Gruppe größer als in der MPP-Gruppe (Engh et al. 1997). Bei Maestro et al. zeigten sich in der MPP-Gruppe größere Hämatokritwerte als in der MV-Gruppe (Maestro et al. 2000). Die unterschiedlichen Studienergebnisse verdeutlichen die fehlende klinische Relevanz.

Bei der Untersuchung des **Prothesensitzes** zeigten sich vergleichbare Werte mit den anatomischen Winkeln nach Paley (Paley 2002). Die postoperative anatomische Achse und der MPTW lagen in den angegebenen Normalbereichen. Der aLDFW und der aPPTW befanden sich leicht über dem Normalbereich. Auch der Slope war in den in der Literatur beschriebenen Grenzen. Dieser wird als Maß für die optimale sagittale Position der Tibiakomponente benutzt. Es gibt jedoch keinen Konsens darüber, welche Werte optimal sind. Er ist abhängig von den benutzten anatomischen Landmarken und unterliegt großen interindividuellen Schwankungen (Yoo et al. 2008, de Boer et al. 2009). Chiu et al. maßen in einer Kadaverstudie einen lateralen posterioren Slope von 11,5° im Durchschnitt (Chiu et al. 2000). Hofmann et al. beschrieben einen Durchschnittswert von 7°, wobei Werte von 2° bis 12° gemessen wurden (Hofmann et al. 1991b). Kuwano et al. fanden mittels CT einen Durchschnittswert von 9° heraus und Matsuda et al. konnten in normalen Knien MRT basiert laterale posteriore Slopes von 5° bis 15° messen (Matsuda et al. 1999, Kuwano et al. 2005). Der durchschnittliche Score nach Insall und Salvati betrug präoperativ 1,4 ±0,2 in der MV-Gruppe und 1,4 ±0,3 in der MPP-Gruppe. Nach den Normwerten von Meneghini et al. (0,8-1,5) besaßen präoperativ 15 Patienten einen normalen Patellasitz und 6 Patienten eine Patella alta (Meneghini et al. 2006). Die jeweiligen Verhältnisse änderten sich postoperativ nicht. Bei Kesmezacar et al. (0,8-1,2) sowie bei Marks und Bentley (0,8-1,3) wurde der Normalbereich der Insall-Salvati-Ratio etwas enger gefasst (Marks und Bentley 1978,

Kesmezacar et al. 2005). Die in dieser Arbeit gemessenen Werte lagen somit am oberen Ende des Normalbereiches, zeigten jedoch keine neu aufgetretene Patella baja oder postoperative femopatellare Beschwerden. Ein veränderter Patellasitz würde eine Veränderung der Biomechanik im femoropatellaren Gelenk bedeuten und eventuell zu einem verminderten Bewegungsumfang, anterioren Knieschmerz, verminderter Extension, einem erhöhten anterioren Polyethylenabrieb oder Polyethylenimpingment sowie zu einer Verschlechterung des Outcomes führen (Meneghini et al. 2006). Ein konstant, jedoch geringfügig zu hoher Insall-Salvati-Score könnte durch einen systematischen Messfehler entstanden sein.

Insgesamt war der Prothesensitz bei beiden Zugängen als gleichwertig zu bewerten. Die in der Literatur beschriebene bessere Darstellung des Kniegelenkes beim medialen parapatellaren Zugang (Parentis et al. 1999, Bächli et al. 2005) zeigte somit keine Auswirkungen im Vergleich der beiden Interventionsgruppen bezüglich des Prothesensitzes.

Bezüglich des **Schmerzverhaltens** ergaben sich in der vorliegenden Studie zu allen gemessenen Zeitpunkten keine Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie wichen somit von den in der Literatur beschriebenen Erkenntnissen ab. Dalury und Jiranek sowie White et al. beschrieben, dass die MV-Gruppe signifikant weniger Schmerzen besaß (Dalury und Jiranek 1999, White et al. 1999). So hatten am 8. postoperativen Tag 70% der Patienten in dem Bein mit MPP-Zugang mehr Schmerzen, welche auch 6 Wochen postoperativ bei 66% der Patienten festzustellen waren (White et al. 1999). Auch bei Bächli et al. gaben die Patienten beim Midvastus-Zugang geringere Werte auf der VAS in Ruhe (MV: $2,25 \pm 2,08$; MPP: $3,03 \pm 2,22$) und beim Üben (MV: $2,92 \pm 1,87$; MPP: $3,13 \pm 2,19$) an (Bächli et al. 2005).

Auch die besseren kurzfristigen **Rehabilitationsergebnisse** des MV-Zuganges, welche in der Literatur beschrieben wurden, konnten in der vorliegenden Arbeit nicht bestätigt werden (Engh et al. 1997, Dalury und Jiranek 1999, Parentis et al. 1999, White et al. 1999, Maestro et al. 2000). Der ROM am Entlassungstag in der MV-Gruppe war um ca. 11° geringer als in der MPP-Gruppe, die Dauer des Krankenhausaufenthaltes sowie die Mobilisationsfortschritte waren in beiden Interventionsgruppen gleich. Dalury und Jiranek hingegen stellten beispielsweise fest, dass die Patienten mit MV-Zugang im Durchschnitt drei Tage eher „slow-leg-raises“ durchführen konnten (Dalury und Jiranek 1999). Bei Engh et al. betrug der

ROM in der MV-Gruppe nach 6 Wochen 3° mehr als in der MPP-Gruppe und das Kraftdefizit, im Vergleich zum nicht operierten Bein, lag bei 29% in der MV-Gruppe anstatt bei 38% in der MPP-Gruppe (Engh et al. 1997). Auch Maestro et al. konnten bei 42 Patienten einen Unterschied im Bewegungsumfang des Kniegelenkes zum Zeitpunkt der Entlassung zugunsten der MV-Gruppe vorweisen (MV: 81°; MPP: 76°) (Maestro et al. 2000). White et al. zeigten, dass 79% der Patienten am 8. postoperativen Tag mit dem Midvastus-Zugang operierten Bein „slow-leg-raises“ durchführen konnten. Im Vergleich dazu waren nur 61% der mit MPP-Zugang operierten Beine dazu in der Lage. Im ROM fanden White et al. jedoch keine Unterschiede zwischen den Gruppen (White et al. 1999). Bei Parentis et al. zeigten sich ähnliche Ergebnisse. Hier konnten auch keine Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen bezüglich Zeitpunkt der „slow-leg-raises“ und des ROMs gefunden werden (Parentis et al. 1999).

Der angenommene Vorteil des Midvastus-Zugangs, durch die Schonung des Kniestreckapparates ein schnelleres Erlangen der Muskelkontrolle, weniger Schmerzen und somit eine schnellere Rehabilitation und kürzeren Krankenhausaufenthalt zu ermöglichen, konnte somit in dieser Studie, gegensätzlich zu anderen Untersuchungen, nicht beobachtet werden.

Der abgefragte **Knee-Society-Score**, welcher der Überprüfung der Funktionalität des Kniegelenks nach der Implantation einer Knieendoprothese diene (Insall et al. 1989), verbesserte sich in beiden Interventionsgruppen im prä- und postoperativen Vergleich. Es bestanden jedoch keine Unterschiede 5 Wochen und 6 Monate postoperativ zwischen den Interventionsgruppen. Somit war ein Benefit für die Patienten durch den durchgeführten Gelenkersatz ersichtlich, jedoch kein Unterschied bezüglich einer schnelleren Funktionsrückkehr des Kniegelenkes zwischen den beiden Zugangsarten erkennbar. Auch bei Smith et al. und Tibesku et al. zeigte sich nach Knie-TEP Operationen eine deutliche postoperative Verbesserung des KSS mit seinen Unterscores (Smith et al. 2004, Tibesku et al. 2011). Der gezeigte signifikante Zusammenhang des präoperativen objektiven KSS mit dem Alter ist auf die nachlassende Kniegelenksfunktion im fortgeschrittenen Alter zurückzuführen.

Der ermittelte **WOMAC-Score** zeigte postoperative Vorteile des MV-Zugangs nach 6 Monaten. Die Verbesserung der globalen Werte zu jedem Zeitpunkt in beiden Gruppen zeigt die deutliche Symptomverbesserung der Gonarthrose durch die

Knieendoprothese an, vergleichbar mit früheren Studien (Mandeville et al. 2008a, Tibesku et al. 2011). Zusätzlich stellte sich 6 Monate postoperativ im Funktionsscore, der Schwierigkeiten im Alltag untersuchte, sowie im globalen Score ein signifikanter Unterschied zugunsten des MV-Zugangs heraus. Die Subscores für Schmerzen und Steifigkeit waren dabei zwischen den Interventionsgruppen nicht signifikant unterschiedlich. Der WOMAC-Score ist ein patientenorientierter und sehr gut validierter Test zur Quantifizierung des Outcomes nach Knieendoprothesen (McConnell et al. 2001) und spiegelt das subjektive Empfinden der Patienten wider. Er kann durch seine Subscores Einblicke in die Beeinträchtigung im Alltag, das Schmerzverhalten oder die Steifigkeit des Knies geben. Es kann also davon ausgegangen werden, dass für die Bewältigung der alltäglichen Arbeiten nach 6 Monaten der Midvastus-Zugang für die Patienten ein besseres Ergebnis erzielte. Da die Lebensqualität unter anderem durch die Probleme bei der Bewältigung alltäglicher Arbeiten bestimmt wird, ist dieses Ergebnis von Bedeutung. Auch Dalury und Jiranek stellten eine größere Patientenzufriedenheit bezüglich des MV-Zugangs fest (Dalury und Jiranek 1999).

Einschränkungen in diesem klinischen Teil der Studie bestanden in der signifikanten Altersdifferenz zwischen den Gruppen. Das Durchschnittsalter der Patienten in den beschriebenen Studien lag bei 69 Jahren in der MV- und MPP-Gruppe. Somit war die MPP-Gruppe dieser Studie mit $60,7 \pm 6,1$ Jahren ca. 9 Jahre jünger. Die durchgeführten Korrelationen zeigten jedoch keinen Einfluss des Alters auf die signifikanten Labor-, WOMAC- und ROM-Ergebnisse. Lediglich bei der Dauer der Blutsperre, dem Hämatokritwert am zweiten postoperativen Tag und dem objektiven KSS präoperativ konnten signifikante Korrelationen mit dem Alter nachgewiesen werden. Somit kann davon ausgegangen werden, dass die signifikanten Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen unabhängig vom Alter bestanden. Ob es weitere Unterschiede zum Beispiel in der Dauer der Blutsperre oder dem präoperativen KSS mit gleichen Altersgruppen gegeben hätte, kann nur spekuliert werden, da aufgrund der bivariaten Korrelationsuntersuchung keine genaue Effektstärke des Alters gemessen werden konnte. Es kann lediglich von einem mäßigen Zusammenhang gesprochen werden (Blutsperre: $K=-0,5$; KSS: $K=-0,48$). In vorangegangenen Studien, welche den Einfluss des Alters auf das klinische Outcome nach Totalendoprothesen untersuchten, wurde jedoch kein Einfluss des

Alters auf den WOMAC-Score, den KSS-Score, die VAS oder den ROM gefunden (Wilk-Franczuk et al. 2011, Papakostidou et al. 2012).

Der BMI beider Interventionsgruppen stellte sich als gleich hoch heraus. Da Adipositas eine relative Kontraindikation des Midvastus-Zugangs darstellt, könnte dies bei gleich hohem BMI der Interventionsgruppen ein Nachteil für die Midvastus-Gruppe gewesen sein (Engh und Parks 1998, Maestro et al. 2000).

Außerdem wurde eine individuelle Schmerztherapie durch den zuständigen Stationsarzt durchgeführt, was die Schmerzangaben der Patienten beeinflusst haben könnte. In der Annahme, dass bei jedem Patienten eine suffiziente Schmerztherapie durchgeführt wurde, war der fehlende Unterschied zwischen den Gruppen nicht überraschend. Der aus diesem Grund zusätzlich gemessene Schmerzmittelverbrauch zeigte ein eher heterogenes Bild. Eine direkte Überlegenheit eines Zuganges konnte nicht festgestellt werden.

Darüber hinaus ist die geringe Fallzahl als problematisch zu werten. Die Poweranalyse zur Bestimmung der notwendigen Patientenzahl wurde für die Parameter der Ganganalyse durchgeführt. Es ist daher nicht bewiesen, ob das Patientenkollektiv für die Auswertung der klinischen Parameter ausreichend groß war. Aufgrund der geringen Probandenzahl wurden für die statistische Auswertung parameterfreie Tests angewendet und bivariate Korrelationen durchgeführt, die keine Normalverteilung voraussetzen.

Zusammenfassend besitzt der MV-Zugang gegenüber dem MPP-Zugang aus klinischer Sicht keine Vorteile in der frühen Rehabilitationsphase. Die Schonung des Streckapparates führte nicht zu den in der Literatur beschriebenen klinischen Vorteilen wie z.B: einer schnelleren Rehabilitation, geringerem Blutverlust, geringeren Schmerzen, schnelleren Entlassung aus dem Krankenhaus sowie zu weniger Komplikationen (Engh et al. 1997, Engh und Parks 1998, Dalury und Jiranek 1999, Parentis et al. 1999, White et al. 1999, Maestro et al. 2000, Balthis et al. 2005). Bezüglich des ROM am Entlassungstag und der Laborwerte war sogar der MPP- dem MV-Zugang überlegen. Erst nach 6 Monaten zeigte sich der Midvastus-Zugang in der subjektiven Patienteneinschätzung dem medialen parapatellaren Zugang überlegen. Durch die immer wichtiger werdende Lebensqualität nach einer Operation, welche durch die Probleme bei der Bewältigung von alltäglichen Aufgaben in einem großen Teil mitbestimmt wird, nehmen subjektive Outcomeparameter an Bedeutung zu (Weiss et al. 2002, Bork 2005).

Der Midvastus-Zugang war somit gegenüber dem medialen parapatellaren Zugang in den objektiven Parametern nicht überlegen. In den subjektiven Parametern zeigte sich jedoch ein halbes Jahr postoperativ eine bessere Patientenzufriedenheit in der Midvastus-Gruppe.

5.2 Ganganalyse

Die klinische Ganganalyse ist ein weit verbreitetes, sensitives und reliables Verfahren, um die Bewegung des Menschen zu untersuchen (Berman et al. 1987, Ornetti et al. 2010). Sie liefert eine Fülle an objektiven Parametern, die das Beschreiben eines individuellen komplexen Gangbildes ermöglichen (Kramers-de Quervain et al. 2008). Der Patient kann prä- und postoperativ auf Veränderungen während des Gangzyklus untersucht werden (Solak et al. 2005). Die Ergebnisse können vom behandelnden Arzt zur Diagnosefindung, -sicherung und zur besseren Indikationsstellung von Therapiemaßnahmen verwendet werden (Sander et al. 2012b). Es ist wichtig diese objektive Methode mit subjektiven Fragebögen bei der Bewertung des Outcomes nach Knie-TEP Operationen mit verschiedenen OP-Zugängen zu kombinieren, denn frühere Studien konnten keine Korrelationen zwischen Knie-Scores und Ganganalyseparametern nachweisen (Liebensteiner et al. 2008). Außerdem zeigten selbst-berichtete Fragebögen eine hohe Sensitivität für psychologische und nicht-krankheitsspezifische Faktoren wie z.B. Depression oder Fatigue (Witvrouw et al. 2002).

Eine Studie von Satterly et al. verglich mittels dieser objektiven Bewegungsanalyse die Unterschiede zwischen verschiedenen Zugangsarten zum Kniegelenk bei Knie totalendoprothesenoperationen (Satterly et al. 2013). Sie untersuchte 109 Patienten in vier verschiedenen Gruppen. Diese wurden mit verschiedenen aktuellen Zugangswegen zum Kniegelenk operiert (klassischer parapatellare Zugang, mini-parapatellare Zugang, mini-Midvastus-Zugang und mini-Subvastus-Zugang) und mit einer Kontrollgruppe bezüglich der verschiedenen Gangparameter verglichen. Insgesamt zeigten sich vor allem Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe. Satterly et al. stellte jedoch keinen Vorteil einer Zugangsmethode fest (Satterly et al. 2013). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie unterschieden sich von den Ergebnissen von Satterly et al.: zum Einen wurde eine größere Anzahl von Gangparametern beschrieben, zum Anderen zeigten sich Unterschiede zwischen den Operationszugängen.

Bei den **Bodenreaktionskräften** der vorliegenden Studie waren die Beträge der Maxima und Minima der vertikalen und in Gehrichtung gemessenen Bodenreaktionskräfte in beiden Interventionsgruppen zu allen Untersuchungszeitpunkten geringer als in der Kontrollgruppe. Beide Interventionsgruppen wiesen noch nach 6 Monaten erhebliche Defizite gegenüber einer gesunden Vergleichspopulation auf. Die Abstoß- und Abbremskräfte in Gehrichtung erhöhten sich zwar nach 6 Monaten in beiden Interventionsgruppen signifikant, erreichten das Niveau der Gesunden jedoch nicht. In der vertikalen Krafrichtung verbesserte sich nur in der MV-Gruppe nach 6 Monaten der Betrag des ersten Maximalwertes signifikant. Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen ließen sich nicht nachweisen. Dies deutet insgesamt darauf hin, dass die Knie-TEP-Patienten beider Interventionsgruppen trotz einer sich verbessernden, aber immer unter dem Niveau der Gesunden liegenden Gangdynamik (siehe auch Zeit-Distanz-Parameter) am Anfang sowie am Ende der Standphase das operierte Bein einem belastungsärmeren, schonenderen Gang aussetzten. Es wurden damit die in der Literatur beschriebenen Ergebnisse bestätigt (Otsuki et al. 1999, Yoshida et al. 2008, Tibesku et al. 2011, Yoshida et al. 2012). Der gemessene Zusammenhang des Alters mit dem Minimum der Bodenreaktionskraft in vertikaler Richtung ist mit einem $K=0,03$ nur mäßig ausgeprägt. In den Ergebnissen war zu erkennen, dass die ältere MV-Gruppe auch höhere Minimas zeigte. Diese resultierten jedoch nicht in einem signifikanten Unterschied zwischen den Interventionsgruppen. Ob bei gleicher Altersstruktur die MV-Gruppe höhere Bodenreaktionskräfte erzielt hätte und ein damit verbundener signifikanter Unterschied zwischen den Interventionsgruppen aufgetreten wäre, bleibt spekulativ. Eine Effektstärke des Alters konnte aufgrund der geringen Probandenzahl nicht errechnet werden.

In den **Zeit-Distanz-Parametern** unterschieden sich die Interventionsgruppen zu keinem Messzeitpunkt. Der Gang war gegenüber der präoperativen Ausgangssituation insgesamt zügiger geworden (nach 6 Monaten signifikante Erhöhung der Kadenz (MV), der Schrittlänge (MPP), der Geschwindigkeit (MPP) und signifikante Abnahme der Doppelunterstützung (MPP) sowie der Zykluszeit (MV)), ohne dass die Werte der Kontrollgruppe mit Ausnahme des Parameters Doppelunterstützung (6 Monate postoperativ) erreicht wurden. Eine verkürzte Schrittlänge, verminderte Kadenz und verlangsamte Ganggeschwindigkeit wurden auch in anderen Studien im Vergleich mit der Kontrollgruppe gefunden und stellten

typische Gangveränderungen nach einer Knie-TEP dar (Benedetti et al. 1999, Otsuki et al. 1999, Berth et al. 2002, Smith et al. 2004, Saari et al. 2005, Chiu und Wang 2007, Mandeville et al. 2007, Mandeville et al. 2008a, McClelland et al. 2011). Nur Andriacchi et al. und Fuchs et al. fanden eine Erhöhung der Kadenz (Andriacchi et al. 1977, Fuchs et al. 2002). Die Änderung der Zeit-Distanz-Parameter stellt nach Bejek et al. einen adaptiven Mechanismus der Patienten zur Schmerzlinderung dar (Bejek et al. 2006). Unabhängig davon zeigte Webster et al., dass Knie-TEP-Patienten ihre Schrittlänge und Kadenz aufgefordert steigern können und somit ihre Ganggeschwindigkeit um 28% verbessern (Webster et al. 2003). Dieses Erkenntnis ist von Bedeutung, da durch diese funktionelle Anpassung Stürze im Alltag von den Patienten vermieden werden könnten. Eine Anpassung der Ganggeschwindigkeit wurde in dieser Studie nicht durchgeführt, stellt aber einen interessanten zukünftigen Untersuchungsansatz dar.

Der gemessene Zusammenhang der relativen Schrittlänge mit dem Alter präoperativ sowie 6 Monate postoperativ ist eher weniger bedeutsam, da dieser nur schwach signifikant und mit einem Korrelationskoeffizienten von $-0,25$ nur gering ausgeprägt sowie nur zu zwei Zeitpunkten gezeigt werden konnte. Eine Beeinflussung der Ergebnisse ist demnach auch bei gleicher Altersstruktur unwahrscheinlich.

Bei der Untersuchung der **Winkel** zeigten sich in den Interventionsgruppen eine größere Flexion des Beckens und der Hüfte mit einem eingeschränkten Bewegungsumfang der Hüfte präoperativ und 5 Wochen postoperativ im Vergleich zur Kontrollgruppe. Bei den Kniewinkeln war das Flexionsmaximum am Anfang der Standphase 5 Wochen und 6 Monate postoperativ nur in der MPP-Gruppe im Normalvergleich vermindert. Es zeigte sich zudem ein Extensionsdefizit am Ende der Standphase und ein geringeres Flexionsmaximum in der Schwungphase zu allen Zeitpunkten in beiden Interventionsgruppen im Vergleich zur Kontrollgruppe. In der Frontalebene präsentierte sich ein vermindertes Varusmaximum in den Interventionsgruppen zu beiden postoperativen Zeitpunkten.

Ein eingeschränkter Hüftbewegungsumfang als Kompensationsstrategie zur Steigerung der neuromuskulären Kontrolle wurde schon in früheren Studien von Bejek et al. und Tibesku et al. beschrieben (Bejek et al. 2006, Tibesku et al. 2011). Zusätzlich zeigte sich auch in einer Metaanalyse von McClelland et al., dass die Kniewinkelveränderungen bei Knie-TEP Patienten im Vergleich zur Kontrollgruppe, mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie übereinstimmen (McClelland et al.

2007). Insgesamt stellen die vorliegenden Ergebnisse ein in der Literatur beschriebenes „stiff-leg-pattern“ mit einer kompensatorischen Becken- und Hüftflexion dar (Benedetti et al. 1999, Benedetti et al. 2003). Das „stiff-leg-pattern“ ist durch eine fehlende Kniegelenkflexion des operierten Beines bei gleichzeitig eingeschränkter Hüftextension erklärt. Es ist das Ergebnis aus Schmerzgewohnheit und einer Funktionseinschränkung des M. Quadriceps, welche schon präoperativ besteht und sich postoperativ selbst unter Rehabilitation schwer verändern lässt (Fisher et al. 1997, Benedetti et al. 2003). Es wird davon ausgegangen, dass muskuläre Kokontraktionen um das Knie als Kompensationsmechanismen eingesetzt werden, um mehr Kontrolle über die Kniebewegung in der Standphase zu erlangen (Benedetti et al. 2003, Smith et al. 2006). Ein bestehendes propriozeptives Defizit scheint zusätzlich von Bedeutung zu sein (Benedetti et al. 2003).

Im Gegensatz zu Satterly et al. bestand in der vorliegenden Studie ein Unterschied zwischen den Interventionsgruppen im Range1 des sagittalen Kniegelenkwinkels (Satterly et al. 2013). Dieser Range1, der die Streckung des Kniegelenkes nach Lastübernahme zu Beginn der Standphase beschreibt, wird auch als „Yielding“ bezeichnet. Anhand des Yieldings und des ersten maximalen Flexionswinkels lässt sich auf die Funktionsweise des Kniestreckers (M. Quadriceps) folgendes schlussfolgern: hoher Betrag = hohe Muskelaktivität (schmerzfrei), geringer Betrag = geringere Muskelaktivität und/oder Gelenkschonung infolge Schmerzen. Prinzipiell wiesen die großen Differenzen im Range1 in beiden Interventionsgruppen selbst noch nach 6 Monaten auf eine erhebliche funktionelle Einschränkung des Kniestreckapparates hin. Im Gruppenvergleich waren diese auffälliger in der MPP-Gruppe, was in signifikant geringeren Werten im Range1 nach 5 Wochen sowie 6 Monaten gegenüber der MV-Gruppe und im ersten maximalen Flexionswinkel zu beiden Nachuntersuchungszeitpunkten gegenüber der Kontrollgruppe zum Ausdruck kam. Somit deuten die Ergebnisse auf eine höhere Aktivität des M. Quadriceps in der MV-Gruppe hin.

Die beschriebene Korrelation des Alters mit dem Knierange2 ist als gering zu werten. Bei einem Korrelationskoeffizienten von -0,25 und einer Nachweisbarkeit des Zusammenhangs in nur zwei von drei Zeitpunkten ist von keiner relevanten Beeinträchtigung der Ergebnisse durch das Alter auszugehen.

Bei den Sprunggelenkwinkeln zeigte sich eine verminderte Plantarflexion am Ende der Standphase sowie ein verringerter Bewegungsumfang nur präoperativ in der MV-

Gruppe. Diese verminderte präoperative Beweglichkeit des Sprunggelenkes könnte ausgehend von der Literatur an dem signifikant höheren Alter dieser Gruppe gelegen haben (Benedetti et al. 1998). Eine signifikante Korrelation bestand jedoch nicht.

Bei der Untersuchung der **relativen Momente** wurden verminderte Beträge der Hüftgelenks-, Kniegelenks- und Sprunggelenksmomente in den Interventionsgruppen im Vergleich zur Kontrollgruppe beobachtet. Bei den Kniegelenksmomenten waren die Minima der Extensionsmomente zu Beginn und am Ende der Standphase eingeschränkter als in der Kontrollgruppe. Ohne Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen nachweisen zu können, war das Maximum des Flexionsmomentes während der Standphase in beiden Interventionsgruppen präoperativ geringer als in der Kontrollgruppe. Postoperativ zeigten sich diesbezügliche Defizite nur noch in der MPP-Gruppe. Ähnliche ganganalytische Ergebnisse fanden sich in früheren Untersuchungen bei dem Vergleich von Knie-TEP Patienten und einer Kontrollgruppe (Benedetti et al. 2003, Byrne und Prentice 2003, Mandeville et al. 2008a). Anormale Extensions- und Flexionsmomente wurden durch ein pathologisches Zusammenspiel von Quadriceps und M. biceps femoris ausgelöst (Andriacchi 1993). Die Patienten verminderten das Extensionsmoment mittels langsamerer Ganggeschwindigkeit und verkürzter Schrittlänge. Die wirkende Gewichtskraft wurde somit verringert und die Extensoren wurden bei der Aufgabe das Flexionsmoment abzufangen, weniger exzentrisch belastet (Mandeville et al. 2007). Ein gesteigertes Extensionsmoment kann durch die Erhöhung der kompressiven Kräfte zu einem erhöhten Abrieb und verringertem Prothesenleben führen. Die Verminderung der Extensionskräfte war somit bis 6 Monate nach einer Knie-TEP erwünscht (Hilding et al. 1999, Mandeville et al. 2007). Ein vermehrtes Extensionsmoment am Ende der Standphase wird in der Literatur mit einem höherem Vorkommen von anteriorem Knieschmerz assoziiert, was in dieser Untersuchung jedoch nicht beobachtet wurde (Smith et al. 2004, Levinger et al. 2012).

Auch bei den relativen Momenten bestanden Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen im Gegensatz zu Satterly et al. (Satterly et al. 2013). Das absolute Extensionsminimum am Anfang der Standphase war 5 Wochen postoperativ in der MV-Gruppe eingeschränkter als in der MPP-Gruppe. Der erwartete signifikante Unterschied im Parameter Range1 des sagittalen Kniemomentes (siehe Power-Analyse) konnte 5 Wochen postoperativ statistisch

sicher nachgewiesen werden. Demnach wies die MV-Gruppe einen höheren Momentumfang im Vergleich zur MPP-Gruppe auf. Diese aktivere Bewegungsdynamik korreliert mit den Ergebnissen der sagittalen Kniewinkelmessung mit Vorteilen der MV-Gruppe bzgl. des ersten maximalen Flexionswinkels und des Yieldings. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass sich die Bewegungs- und Belastungsmuster der Patienten der MV-Gruppe schneller denen von Gesunden annähern bzw. dass in der MPP-Gruppe eine vermehrte Kokontraktion der Muskeln für einen verminderten Momentumfang verantwortlich ist, um die Stabilitätssteigerung im Kniegelenk zu gewährleisten (Benedetti et al. 1999).

In der Frontalebene verringerten sich sowohl die beiden Maxima des varisierenden Knie-Momentes als auch die Ranges zu Beginn (R1) und am Ende (R2) der Standphase im postoperativen Verlauf in beiden Interventionsgruppen, ohne auf das Ausgangsniveau zurückzukehren. Mit Ausnahme der MV-Gruppe präoperativ waren die Varus-Momente zu jedem Zeitpunkt gegenüber der Kontrollgruppe signifikant erniedrigt. Im Range 1 (Beginn der Standphase) lag zu allen Zeitpunkten ein signifikantes Defizit zur Kontrollgruppe vor und die Werte für Range 2 (Ende der Standphase) verschlechterten sich signifikant gegenüber der Kontrollgruppe im Nachuntersuchungszeitraum: in der MPP-Gruppe bereits ab der 5-Wochen-Kontrolle; in der MV-Gruppe erst 6 Monate postoperativ. Ein Unterschied zwischen beiden Interventionsgruppen ließ sich nicht nachweisen. Die postoperativ bestehenden Defizite zur Kontrollgruppe blieben jedoch bestehen bzw. vergrößerten sich noch. Welchen Einfluss die mit der Implantation der KTEP einhergehende Korrektur der mechanischen Achse auf diese Ergebnisse hat, kann nicht hinreichend geklärt werden. Bewusst oder unbewusst wird jedoch durch eine Schwerpunktverlagerung in der Belastungsphase sowohl bei Lastübernahme als auch bei Abstoßung der Varus/Valgus-Stress auf die das Kniegelenk stabilisierenden Strukturen vermindert.

Aus der Literatur ist bekannt, dass erhöhte Adduktionsmomente postoperativ mit einem vermehrten Prothesenverschleiß bzw. einer Prothesenlockerung zusammenhängen (Hilding et al. 1996, McClelland et al. 2007, Mandeville et al. 2008b, Orishimo et al. 2012). Deshalb wären niedrigere Varusmaxima postoperativ als vorteilhaft zu bewerten. Wie lange dieser biomechanische Vorteil bestehen wird, ist jedoch nicht vorauszusehen und bedarf eines längeren Follow-ups. Orishimo et al. fanden z.B. nach einem Jahr gesteigerte Adduktionsmomente bis auf das präoperative Niveau, welche unter anderem auf die Erhöhung der

Ganggeschwindigkeit zurückgeführt wurden (Orishimo et al. 2012). Signifikante Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen bestanden nicht.

Bei der Untersuchung der **Leistung** zeigten sich zu allen Zeitpunkten verminderte Hüftleistungsumfänge im Vergleich zur Kontrollgruppe. Auch im Kniegelenk konnten zu allen Zeitpunkten verminderte Knieleistungsumfänge im Vergleich zur Kontrollgruppe festgestellt werden, wie auch in anderen Studien beschrieben (Benedetti et al. 1999, Byrne und Prentice 2003, Mandeville et al. 2007, Satterly et al. 2013). Zusätzlich zeigten sich jedoch auch hier Unterschiede zwischen den Interventionsgruppen im Gegensatz zu Satterly et al. (Satterly et al. 2013). Die absorbierte Knieleistung in der Standphase war präoperativ und 6 Monate postoperativ in der MPP-Gruppe geringer als in der MV-Gruppe. Zusätzlich war die generierte Knieleistung am Ende der Standphase zu beiden postoperativen Zeitpunkten in der MPP-Gruppe geringer als in der MV-Gruppe. Der Range1 der Leistungsumfänge zu Beginn der Standphase zu beiden postoperativen Zeitpunkten war in der MPP-Gruppe deutlich geringer als in der MV-Gruppe und auch der Range 2 am Ende der Standphase war 6 Monate postoperativ geringer in der MPP-Gruppe als in der MV-Gruppe. Somit zeigte sich auch hier ein postoperativer Nachteil des MPP-Zugangs bezüglich der Knieleistung während der Standphase. Die verminderte Knieleistung kann auch hier durch die vermehrte Kokontraktion zur Stabilisierung des Kniegelenkes erklärt werden (Benedetti et al. 1999). Im Sprunggelenk waren die Leistungsumfänge in beiden Interventionsgruppen zu allen Zeitpunkten im Vergleich zur Kontrollgruppe vermindert. Der gemessene Zusammenhang der absorbierten Sprunggelenksleistung mit dem Alter ist mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,23 als gering einzuschätzen. Ob die MV-Gruppe bei gleicher Altersstruktur sich den Werten der Kontrollgruppe mehr angenähert hätte, bleibt jedoch spekulativ, da auch hier keine Effektstärke des Alters aufgrund der geringen Probandenzahl berechnet werden konnte.

Einschränkungen im ganganalytischen Teil dieser Studie bestanden in der signifikanten Altersdifferenz zwischen den einzelnen Gruppen. Wie im klinischen Teil der Diskussion beschrieben, war das durchschnittliche Alter der MPP-Gruppe ca. 6 bis 8 Jahre jünger als in den beiden anderen Gruppen. Die durchgeführten bivariaten Korrelationen zeigten Tendenzen, dass das Alter einen Einfluss auf die gemessenen Gangparameter besitzen könnte. Jedoch zeigten die gemessenen Korrelationskoeffizienten keine starken Zusammenhänge. Ob bei gleicher Altersstruktur die MV-

Gruppe noch besser gegenüber der MPP-Gruppe abgeschnitten hätte, bleibt spekulativ und konnte aufgrund der geringen Probandenzahl nicht statistisch eindeutig untersucht werden. Signifikante Ergebnisse dieser Studie wurden jedoch nicht beeinflusst.

Des Weiteren bestand zwischen den Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe ein signifikanter Unterschied zwischen den BMI-Werten. Der damit verbundene Gewichtsunterschied hatte jedoch keinen Einfluss auf die gewichtsabhängigen Parameter der Ganganalyse, da alle Werte auf das Körpergewicht normiert wurden. Die signifikanten deutlichen Zusammenhänge in allen Gangparametern können auf eine Beeinträchtigung des Ganges durch die Körpergröße oder die erhöhte Weichteilmasse hindeuten. Die Effektstärke des BMI auf diese Parameter konnte aufgrund der geringen Probandenzahl nicht statistisch gemessen werden. Aufgrund der mittleren Korrelationskoeffizienten ist eine Beeinflussung jedoch möglich. Ob bei gleichem BMI aller Gruppen die signifikanten Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe und der Interventionsgruppe bestehen bleiben würden, kann nur spekuliert werden. In der Literatur wurden von DeVita und Hortobagyi keine Unterschiede in den Kniekräften oder der Knieleistung zwischen schlanken ($\text{BMI} = 22,7 \text{ kg/m}^2$) und adipösen ($\text{BMI} = 42,3 \text{ kg/m}^2$) Erwachsenen gefunden (DeVita und Hortobagyi 2003). Die untersuchten Gruppen repräsentierten zudem die typischen Kollektive. Der durchschnittliche BMI beider Interventionsgruppen war typisch für Knie-TEP Patienten (Namba et al. 2005, Mandeville et al. 2008a, Satterly et al. 2013). Der normale BMI bei Gesunden liegt im Durchschnitt bei 28 bis 29 kg/m^2 (Frauen 60-69 Jahre: $28,5 \text{ kg/m}^2$; Frauen 70-79 Jahre: $29,3 \text{ kg/m}^2$; Männer 60-69 Jahre: $28,8 \text{ kg/m}^2$; Männer 70-79 Jahre: $28,5 \text{ kg/m}^2$) (Mensink et al. 2013). Die Gewichtsverteilung in beiden Interventionsgruppen war demnach erklärbar und in der klinischen Praxis schwer zu vermeiden.

Die geringe Probandenzahl wurde durch die durchgeführte Poweranalyse gerechtfertigt. Der gewählte Parameter, der auf das „relative sagittale Kniemoment“ bezogene Range, wurde in vielen vorangegangenen Studien bei Untersuchungen zur Ganganalyse nach Knie-Totalendoprothesen benutzt. Es war somit davon auszugehen, dass sich hier die größten Unterschiede zeigen könnten (Benedetti et al. 1999, Byrne und Prentice 2003, Benedetti et al. 2003, Smith et al. 2004, Smith et al. 2006, McClelland et al. 2007, Mandeville et al. 2007, Mandeville et al. 2008a, Astephen et al. 2008, Yoshida et al. 2008, Yoshida et al. 2012, Sander et al. 2012b,

Satterly et al. 2013). Bei zukünftigen Untersuchungen ist eine Vergrößerung der Patientenzahl anzustreben, um eine größere Power für jeden Parameter sicherzustellen.

Die Verwendung von drei verschiedenen Prothesentypen hatte keinen Einfluss auf die Ergebnisse der Ganganalyse, da alle drei Prothesen auf dem mobile-bearing-Prinzip basieren, der Prothesensitz gleich gut war und somit biomechanisch keine Unterschiede bestanden. Das Verwenden von drei verschiedenen Prothesen erfolgte lediglich aus Allergiegründen zum Schutz der Patienten.

Eine zusätzliche Option wäre gewesen, die zeitlich synchrone Innervation des M. Quadriceps mittels EMG zu messen. Da vorangegangene Studien zeigten, dass EMG Veränderungen beim MV-Zugang möglich sind, scheint eine EMG-Überwachung zusätzlich zu einer Ganganalyse sinnvoll, um muskuläre Defizite aufgrund der Schnittführung beweisen zu können. Zudem wäre es möglich die genaue Muskelaktivierung im Gangverlauf festzustellen. Dies konnte in der vorliegenden Arbeit nur aufgrund von Literaturquellen nachempfunden werden.

Zusammenfassend wurde durch die Schonung des Kniestreckapparates, besonders der Patellasehne, beim Midvastus-Zugang ein verbessertes Gangbild im Vergleich zum MPP-Zugang bestätigt, wobei vermutlich eine größere Quadricepsstärke und eine bessere funktionelle Streckung im Kniegelenk ursächlich waren. Der MV-Zugang zeigte am Anfang der Standphase einen größeren sagittalen Bewegungsumfang, verbesserte Momentumfänge sowie höhere Leistungsumfänge im Kniegelenk. Da diese Ergebnisse hauptsächlich 5 Wochen postoperativ auftraten, kann von einem frühen postoperativen Vorteil des MV-Zugangs gegenüber des MPP-Zugangs ausgegangen werden. Mögliche Ursachen für die schlechteren MPP-Ergebnisse könnten eine größere Quadrizepsschwäche, eine verminderte Propriozeption und Muskelkoordination durch die Verletzung des Streckapparates sein, welche zu einer höheren Instabilität führten. Insgesamt deckten sich die in dieser Arbeit gefundenen ganganalytischen Ergebnisse mit den in der Literatur beschriebenen Ergebnissen bei Patienten nach einer Knie-TEP. Beide Interventionsgruppen erreichten über den betrachteten Untersuchungszeitraum jedoch nicht das funktionelle Niveau der Kontrollgruppe.

6 Schlussfolgerungen

Insgesamt konnte die vorliegende Arbeit durch ganganalytische Untersuchungen einen Vorteil des Midvastus-Zugangs gegenüber dem medialen parapatellaren Zugang nachweisen. Der MV-Zugang zeigte vor allem am Anfang der Standphase einen größeren sagittalen Bewegungsumfang, verbesserte Momentumfänge sowie höhere Leistungsumfänge im Kniegelenk. Da diese Ergebnisse 5 Wochen und 6 Monate postoperativ auftraten, kann von einem frühen postoperativen Vorteil des MV-Zugangs gegenüber dem MPP-Zugang ausgegangen werden. Mögliche Ursachen für die schlechteren MPP-Ergebnisse könnten eine größere Quadrizepsschwäche, eine verminderte Propriozeption und Muskelkoordination durch die Verletzung des Streckapparates sein, welche zu einer höheren Instabilität führten.

Eine klinische Relevanz dieser Ergebnisse zeigte sich erst 6 Monate postoperativ in der subjektiven Patienteneinschätzung des WOMAC-Scores. Der Midvastus-Zugang war auch hier dem MPP-Zugang überlegen.

In anderen objektiven klinischen Parametern war der Midvastus-Zugang jedoch nicht überlegen. Bezüglich des ROM am Entlassungstag und der Laborwerte zeigte der MPP-Zugang Vorteile.

Komplikationen wurden in keinem der beiden Zugänge vermehrt beobachtet, so dass der über Jahrzehnte bewährte MPP-Zugang sowie der Midvastus-Zugang diesbezüglich ohne Bedenken eingesetzt werden können.

Zukünftig sollte jedoch berücksichtigt werden, dass das postoperative Gangbild bereits durch präoperative Maßnahmen und die Wahl des Operationszuganges beeinflusst werden kann. Der Midvastus-Zugang könnte somit neben einer gezielten Physiotherapie eine zusätzliche Option darstellen, den normalen Gangzyklus nach einer Knie totalendoprothesenimplantation schneller wiederherzustellen. Die vermutlich größere Quadricepsstärke und bessere funktionelle Streckung im Kniegelenk könnte die Stabilität und Sicherheit beim Gehen unterstützen und für eine schnellere Rückkehr zum normalen Gangbild sorgen und damit zur Sturzprophylaxe bei älteren Menschen beitragen (Mandeville et al. 2008a).

Literaturverzeichnis

- Ackroyd CE, Newman JH, Evans R, Eldridge JD, Joslin CC. 2007. The Avon patellofemoral arthroplasty: five-year survivorship and functional results. *J Bone Joint Surg Br*, 89 (3):310-315.
- Alan RK, Tria AJ, Jr. 2006. Quadriceps-sparing total knee arthroplasty using the posterior stabilized TKA design. *J Knee Surg*, 19 (1):71-76.
- Aldinger PR, Clarius M, Murray DW, Goodfellow JW, Breusch SJ. 2004. [Medial unicompartmental knee replacement using the "Oxford Uni" meniscal bearing knee]. *Orthopäde*, 33 (11):1277-1283.
- Andriacchi TP. 1993. Functional analysis of pre and post-knee surgery: total knee arthroplasty and ACL reconstruction. *J Biomech Eng*, 115 (4B):575-581.
- Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. 1977. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech*, 10 (4):261-268.
- Andrianakos AA, Kontelis LK, Karamitsos DG, Aslanidis SI, Georgountzos AI, Kaziolas GO, Pantelidou KV, Vafiadou EV, Dantis PC. 2006. Prevalence of symptomatic knee, hand, and hip osteoarthritis in Greece. The ESORDIG study. *J Rheumatol*, 33 (12):2507-2513.
- Arnold M, Friederich N, Widmer H, Müller W. 1999. Lateraler Zugang zum Kniegelenk mit Osteotomie der Tuberositas tibiae. *Oper Orthop Traumatol*, 11 (3):223-232.
- Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubley-Kozey CL. 2008. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *J Biomech*, 41 (4):868-876.
- Bäthis H, Perlick L, Blum C, Lüring C, Perlick C, Grifka J. 2005. Midvastus approach in total knee arthroplasty: a randomized, double-blinded study on early rehabilitation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 13 (7):545-550.
- Beckers D, Deckers J. 1997. Ganganalyse und Gangschulung: therapeutische Strategien für die Praxis. Aufl. Springer.
- Bejek Z, Paroczai R, Illyes A, Kiss RM. 2006. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14 (7):612-622.
- Bellamy N. 2002. WOMAC: a 20-year experimental review of a patient-centered self-reported health status questionnaire. *J Rheumatol*, 29 (12):2473-2476.
- Bellamy N, Campbell J, Robinson V, Gee T, Bourne R, Wells G. 2005. Intraarticular corticosteroid for treatment of osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database Syst Rev*, (2):CD005328.

- Benedetti M, Catani F, Bilotta T, Marcacci M, Mariani E, Giannini S. 2003. Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18 (9):871-876.
- Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. 1998. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13 (3):204-215.
- Benedetti MG, Bonato P, Catani F, D'Alessio T, Knaflitz M, Marcacci M, Simoncini L. 1999. Myoelectric activation pattern during gait in total knee replacement: relationship with kinematics, kinetics, and clinical outcome. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 7 (2):140-149.
- Bennell K, Hinman R. 2005. Exercise as a treatment for osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*, 17 (5):634-640.
- Berman AT, Zarro VJ, Bosacco SJ, Israelite C. 1987. Quantitative gait analysis after unilateral or bilateral total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 69 (9):1340-1345.
- Berth A, Urbach D, Becker R, Awiszus F. 2002. [Gait analysis in patients with osteoarthritis of the knee before and after total knee replacement]. *Zentralbl Chir*, 127 (10):868-872.
- Berth A, Urbach D, Neumann W, Awiszus F. 2007. Strength and voluntary activation of quadriceps femoris muscle in total knee arthroplasty with midvastus and subvastus approaches. *J Arthroplasty*, 22 (1):83-88.
- Blömer W. 2000. Knieendoprothetik – Herstellerische Probleme und technologische Entwicklungen. *Orthopäde*, 29 (8):688-696.
- Bonutti PM, Mont MA, McMahon M, Ragland PS, Kester M. 2004. Minimally invasive total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 86-A Suppl 2:26-32.
- Bonutti PM, Zywiell MG, Seyler TM, Lee SY, McGrath MS, Marker DR, Mont MA. 2010. Minimally invasive total knee arthroplasty using the contralateral knee as a control group: a case-control study. *Int Orthop*, 34 (4):491-495.
- Bork H. 2005. Methodische Bewertung der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation. In: Stein V, Greitemann B, Hrsg. *Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie*. Aufl. Springer Berlin Heidelberg, 313-328.
- Bourke MG, Buttrum PJ, FitzPatrick PL, Dalton PA, Jull GA, Russell TG. 2010. Systematic review of medial parapatellar and subvastus approaches in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 25 (5):728-734.
- Bourke MG, Jull GA, Buttrum PJ, FitzPatrick PL, Dalton PA, Russell TG. 2012. Comparing outcomes of medial parapatellar and subvastus approaches in total knee arthroplasty: a randomized controlled trial. *J Arthroplasty*, 27 (3):347-353. e341.

- Bramlett KW. 2006. The Trivector Knee Arthrotomy Approach. In: Hrsg. Surgical Techniques for the Knee. Aufl. 29.
- Buechel FF. 2004. Mobile-bearing knee arthroplasty: rotation is our salvation! J Arthroplasty, 19 (4 Suppl 1):27-30.
- Buechel FF, Pappas MJ. 1986. The New Jersey Low-Contact-Stress Knee Replacement System: biomechanical rationale and review of the first 123 cemented cases. Arch Orthop Trauma Surg, 105 (4):197-204.
- Buechel FF, Sr., Buechel FF, Jr., Pappas MJ, D'Alessio J. 2001. Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacements. Clin Orthop Relat Res, (388):41-50.
- Byrne JM, Prentice SD. 2003. Swing phase kinetics and kinematics of knee replacement patients during obstacle avoidance. Gait Posture, 18 (1):95-104.
- Cartier P, Sanouiller JL, Khefacha A. 2005. Long-term results with the first patellofemoral prosthesis. Clin Orthop Relat Res, (436):47-54.
- Chiu KY, Zhang SD, Zhang GH. 2000. Posterior slope of tibial plateau in Chinese. J Arthroplasty, 15 (2):224-227.
- Chiu MC, Wang MJ. 2007. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. Gait Posture, 25 (3):385-392.
- Chodosh J, Morton SC, Mojica W, Maglione M, Suttrop MJ, Hilton L, Rhodes S, Shekelle P. 2005. Meta-analysis: chronic disease self-management programs for older adults. Ann Intern Med, 143 (6):427-438.
- Choong PFM, Dowsey MM. 2011. Update in surgery for osteoarthritis of the knee. Int J Rheum Dis, 14 (2):167-174.
- Cohen J. 1969. Statistical power analysis for the behavioral sciences. Academic Press.
- Colizza WA, Insall JN, Scuderi GR. 1995. The posterior stabilized total knee prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year-minimum follow-up. J Bone Joint Surg Am, 77 (11):1713-1720.
- Cook JL, Scuderi GR, Tenholder M. 2006a. Incidence of lateral release in total knee arthroplasty in standard and mini-incision approaches. Clin Orthop Relat Res, 452:123-126.
- Cook JL, Cushner FD, Scuderi GR. 2006b. Minimal-incision total knee arthroplasty. J Knee Surg, 19 (1):46-51.
- Cooper RE, Jr., Trinidad G, Buck WR. 1999. Midvastus approach in total knee arthroplasty: a description and a cadaveric study determining the distance of

- the popliteal artery from the patellar margin of the incision. *J Arthroplasty*, 14 (4):505-508.
- Corin. 2010. AMC II Total Knee System- Product overview Corin.
- Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL. 1993. Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven cases. *J Bone Joint Surg Am*, 75 (2):196-201.
- Dalury DF, Jiranek WA. 1999. A comparison of the midvastus and paramedian approaches for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 14 (1):33-37.
- Dalury DF, Snow RG, Adams MJ. 2008. Electromyographic evaluation of the midvastus approach. *J Arthroplasty*, 23 (1):136-140.
- de Boer JJ, Blankevoort L, Kingma I, Vorster W. 2009. In vitro study of inter-individual variation in posterior slope in the knee joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24 (6):488-492.
- DePuy. 2002. Wissenswertes über Ihr künstliches Kniegelenk DePuy Orthopädie GmbH.
- DeVita P, Hortobagyi T. 2003. Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *J Biomech*, 36 (9):1355-1362.
- Dieppe P, Lim K, Lohmander S. 2011. Who should have knee joint replacement surgery for osteoarthritis? *Int J Rheum Dis*, 14 (2):175-180.
- Dieppe P, Basler HD, Chard J, Croft P, Dixon J, Hurley M, Lohmander S, Raspe H. 1999. Knee replacement surgery for osteoarthritis: effectiveness, practice variations, indications and possible determinants of utilization. *Rheumatology (Oxford)*, 38 (1):73-83.
- Engelhardt M. 2003. Epidemiologie der Arthrose in Westeuropa. *Dtsch Z Sportmed*, 54 (6):171-175.
- Engh GA, Parks NL. 1998. Surgical technique of the midvastus arthrotomy. *Clin Orthop Relat Res*, (351):270-274.
- Engh GA, Holt BT, Parks NL. 1997. A midvastus muscle-splitting approach for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 12 (3):322-331.
- Faure BT, Benjamin JB, Lindsey B, Volz RG, Schutte D. 1993. Comparison of the subvastus and paramedian surgical approaches in bilateral knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 8 (5):511-516.
- Felson DT, Naimark A, Anderson J, Kazis L, Castelli W, Meenan RF. 1987. The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum*, 30 (8):914-918.

- Fiddian NJ, Blakeway C, Kumar A. 1998. Replacement arthroplasty of the valgus knee. A modified lateral capsular approach with repositioning of vastus lateralis. *J Bone Joint Surg Br*, 80 (5):859-861.
- Fisher DA, Trimble SM, Breedlove K. 1998. The medial trivector approach in total knee arthroplasty. *Orthopedics*, 21 (1):53-56.
- Fisher NM, White SC, Yack HJ, Smolinski RJ, Pendergast DR. 1997. Muscle function and gait in patients with knee osteoarthritis before and after muscle rehabilitation. *Disabil Rehabil*, 19 (2):47-55.
- Fransen M, McConnell S. 2008. Exercise for osteoarthritis of the knee John Wiley & Sons, Ltd.
- Fuchs S, Jerosch J. 1996. Knieendoprothetik – eine Standortbestimmung. *Unfallchirurg*, 99 (12):958-963.
- Fuchs S, Floren M, Skwara A, Tibesku CO. 2002. Quantitative gait analysis in unconstrained total knee arthroplasty patients. *Int J Rehabil Res*, 25 (1):65-70.
- Gebhard F, Arand M, Fleiter T, Hebecker A, Heeckt P, Hesser J, Messmer P, Hüfner T, Visarius H, Regazzoni P, Kinzl L. 2001. Computer assistierte Chirurgie, Entwicklung und Perspektiven 2001 Ergebnisse einer Arbeitstagung auf Schloß Reisingburg, 23./24.11.2000. *Unfallchirurg*, 104 (8):782-788.
- Gossé F, Brack C, Götte H, Roth M, Rühmann O, Schweikard A, Vahldiek M. 1997. Roboterunterstützung in der Knieendoprothetik. *Orthopäde*, 26 (3):258-266.
- Götz-Neumann K. 2011. Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie. Aufl. Thieme.
- Greitemann B. 2009. Konservative Therapie der Arthrose. Hilfsmittelversorgung. *Z Rheumatol*, 68 (10):797-803.
- Grundeir H. 2006. Geschichtliche Entwicklung der Endoprothetik und der Fixation durch Spongiosa-Metal®. In: Hrsg. Ossäre Integration. Springer Berlin Heidelberg, 2-13.
- Gunal I, Arac S, Sahinoglu K, Birvar K. 1992. The innervation of vastus medialis obliquus. *J Bone Joint Surg Br*, 74 (4):624.
- Hadorn DC, Holmes AC. 1997. The New Zealand priority criteria project. Part 1: Overview. *BMJ*, 314 (7074):131-134.
- Hilding MB, Lanshammar H, Ryd L. 1996. Knee joint loading and tibial component loosening. RSA and gait analysis in 45 osteoarthritic patients before and after TKA. *J Bone Joint Surg Br*, 78 (1):66-73.
- Hilding MB, Ryd L, Toksvig-Larsen S, Mann A, Stenstrom A. 1999. Gait affects tibial component fixation. *J Arthroplasty*, 14 (5):589-593.

- Hofmann AA, Plaster RL, Murdock LE. 1991a. Subvastus (Southern) approach for primary total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, (269):70-77.
- Hofmann AA, Bachus KN, Wyatt RW. 1991b. Effect of the tibial cut on subsidence following total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, (269):63-69.
- Hofmann GO, Kirschner MH, Gonschorek O, Buhren V. 1999. (Allogeneic vascularized transplantation in cases of bone and joint defects). Unfallchirurg, 102 (6):458-465.
- Hofmann S, Pietsch M. 2007. Entwicklung, Terminologie, Prinzipien und Kontroversen bei der minimal-invasiven Knieendoprothetik. Orthopade, 36 (12):1086-1092.
- Hopley CD, Crossett LS, Chen AF. 2013. Long-term clinical outcomes and survivorship after total knee arthroplasty using a rotating platform knee prosthesis: a meta-analysis. J Arthroplasty, 28 (1):68-77 e61-63.
- Implantcast. 2009. Das ACS-Kniesystem: Zwischen Herausforderung und Erfolg Buxtehude: Implantcast GmbH.
- Insall J. 1971. A midline approach to the knee. J Bone Joint Surg Am, 53 (8):1584-1586.
- Insall J, Salvati E. 1971. Patella position in the normal knee joint. Radiology, 101 (1):101-104.
- Insall J, Scott WN, Ranawat CS. 1979. The total condylar knee prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. J Bone Joint Surg Am, 61 (2):173-180.
- Insall JN, Scott WN. 2005. Surgery of the knee. 4thte Aufl. New York: Churchill Livingstone Elsevier.
- Insall JN, Lachiewicz PF, Burstein AH. 1982. The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two to four-year clinical experience. J Bone Joint Surg Am, 64 (9):1317-1323.
- Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ. 1983. The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. J Bone Joint Surg Am, 65 (5):619-628.
- Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. 1989. Rationale of the Knee Society clinical rating system. Clin Orthop Relat Res, 248 (11):13-14.
- Jackson G, Waldman BJ, Schaftel EA. 2008. Complications following quadriceps-sparing total knee arthroplasty. Orthopedics, 31 (6):547.
- John J, Mauffrey C, May P. 2011. Unicompartmental knee replacements with Miller-Galante prosthesis: two to 16-year follow-up of a single surgeon series. Int Orthop, 35 (4):507-513.

- Kappe T, Flören M, Bieger R, Reichel H. 2011. Aktueller Stellenwert der minimalinvasiven Knieendoprothetik. Eine Metaanalyse. *Orthopäde*, 40 (8):726-730.
- Kayler DE, Lyttle D. 1988. Surgical interruption of patellar blood supply by total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (229):221-227.
- Keating EM, Faris PM, Meding JB, Ritter MA. 1999. Comparison of the midvastus muscle-splitting approach with the median parapatellar approach in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 14 (1):29-32.
- Kellgren JH, Lawrence JS. 1957. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*, 16 (4):494-502.
- Kelly MJ, Rumi MN, Kothari M, Parentis MA, Bailey KJ, Parrish WM, Pellegrini VD, Jr. 2006. Comparison of the vastus-splitting and median parapatellar approaches for primary total knee arthroplasty: a prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am*, 88 (4):715-720.
- Kesmezacar H, Erginer R, Ogut T, Seyahi A, Babacan M, Tenekecioglu Y. 2005. Evaluation of patellar height and measurement methods after valgus high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 13 (7):539-544.
- Kirkley A, Birmingham TB, Litchfield RB, Giffin JR, Willits KR, Wong CJ, Feagan BG, Donner A, Griffin SH, D'Ascanio LM, Pope JE, Fowler PJ. 2008. A randomized trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med*, 359 (11):1097-1107.
- Kramers-de Quervain IA, Stüssi E, Stacoff A. 2008. Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweiz Z Med Traumatol*, 56 (2):35-42.
- Kreibich DN, Vaz M, Bourne RB, Rorabeck CH, Kim P, Hardie R, Kramer J, Kirkley A. 1996. What is the best way of assessing outcome after total knee replacement? *Clin Orthop Relat Res*, (331):221-225.
- Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. 2007. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am*, 89 (4):780-785.
- Kuwano T, Urabe K, Miura H, Nagamine R, Matsuda S, Satomura M, Sasaki T, Sakai S, Honda H, Iwamoto Y. 2005. Importance of the lateral anatomic tibial slope as a guide to the tibial cut in total knee arthroplasty in Japanese patients. *J Orthop Sci*, 10 (1):42-47.
- Laskin RS. 2006. Reduced-incision total knee replacement through a mini-midvastus technique. *J Knee Surg*, 19 (1):52-57.
- Laskin RS. 2007. Surgical exposure for total knee arthroplasty: for everything there is a season. *J Arthroplasty*, 22 (4 Suppl 1):12-14.

- Levinger P, Menz HB, Morrow AD, Perrott MA, Bartlett JR, Feller JA, Bergman NB. 2012. Knee biomechanics early after knee replacement surgery predict abnormal gait patterns 12 months postoperatively. *J Orthop Res*, 30 (3):371-376.
- Liebensteiner MC, Herten A, Gstoettner M, Thaler M, Krismer M, Bach CM. 2008. Correlation between objective gait parameters and subjective score measurements before and after total knee arthroplasty. *Knee*, 15 (6):461-466.
- Liow RY, Walker K, Wajid MA, Bedi G, Lennox CM. 2000. The reliability of the american knee society score. *Acta Orthop Scand*, 71 (6):603-608.
- Maestro A, Suarez MA, Rodriguez L, Guerra C, Murcia A. 2000. The midvastus surgical approach in total knee arthroplasty. *Int Orthop*, 24 (2):104-107.
- Malkani AL, Rand JA, Bryan RS, Wallrichs SL. 1995. Total knee arthroplasty with the kinematic condylar prosthesis. A ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 77 (3):423-431.
- Mancuso CA, Ranawat CS, Esdaile JM, Johanson NA, Charlson ME. 1996. Indications for total hip and total knee arthroplasties. Results of orthopaedic surveys. *J Arthroplasty*, 11 (1):34-46.
- Mandeville D, Osternig LR, Chou LS. 2007. The effect of total knee replacement on dynamic support of the body during walking and stair ascent. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22 (7):787-794.
- Mandeville D, Osternig LR, Chou LS. 2008a. The effect of total knee replacement surgery on gait stability. *Gait Posture*, 27 (1):103-109.
- Mandeville D, Osternig LR, Lantz BA, Mohler CG, Chou LS. 2008b. The effect of total knee replacement on the knee varus angle and moment during walking and stair ascent. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23 (8):1053-1058.
- Marks KE, Bentley G. 1978. Patella alta and chondromalacia. *J Bone Joint Surg Br*, 60 (1):71-73.
- Matsuda S, Miura H, Nagamine R, Urabe K, Ikenoue T, Okazaki K, Iwamoto Y. 1999. Posterior tibial slope in the normal and varus knee. *Am J Knee Surg*, 12 (3):165-168.
- McClelland JA, Webster KE, Feller JA. 2007. Gait analysis of patients following total knee replacement: a systematic review. *Knee*, 14 (4):253-263.
- McClelland JA, Webster KE, Feller JA, Menz HB. 2011. Knee kinematics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement. *Knee*, 18 (3):151-155.
- McConnell S, Kolopack P, Davis AM. 2001. The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC): a review of its utility and measurement properties. *Arthritis Rheum*, 45 (5):453-461.

- Medalla GA, Moonot P, Peel T, Kalairajah Y, Field RE. 2009. Cost-benefit comparison of the Oxford Knee score and the American Knee Society score in measuring outcome of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 24 (4):652-656.
- Meneghini RM, Ritter MA, Pierson JL, Meding JB, Berend ME, Faris PM. 2006. The effect of the Insall-Salvati ratio on outcome after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 21 (6 Suppl 2):116-120.
- Mensink GB, Schienkiewitz A, Haftenberger M, Lampert T, Ziese T, Scheidt-Nave C. 2013. [Overweight and obesity in Germany: results of the German Health Interview and Examination Survey for Adults (DEGS1)]. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz*, 56 (5-6):786-794.
- Merx H, Dreinhöfer KE, Gunther KP. 2007. Socioeconomic relevance of osteoarthritis in Germany. *Z Orthop Unfall*, 145 (4):421-429.
- Mettelsiefen J, Kirschner S, Lützner J, Günther KP. 2011. Entwicklung der Knieendoprothetik, Indikation und sozioökonomische Gesichtspunkte. In: Wirtz DC, Hrsg. *AE-Manual der Endoprothetik*. Aufl. Springer Berlin Heidelberg, 47-55.
- Michael JW-P, Schlüter-Brust KU, Eysel P. 2010. Epidemiologie, Ätiologie, Diagnostik und Therapie der Gonarthrose. *Dtsch Arztebl International*, 107 (9):152-162.
- Mittlmeier T, Rosenbaum D. 2005. Klinische Ganganalyse. *Unfallchirurg*, 108 (8):614-629.
- Mont MA, Haas S, Mullick T, Hungerford DS. 2002. Total knee arthroplasty for patellofemoral arthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 84-A (11):1977-1981.
- Mont MA, Bonutti PM, Seyler TM, Plate JF, Delanois RE, Kester M. 2006. The Future of High Performance Total Knee Arthroplasty. *Semin Arthroplasty*, 17 (2):80-87.
- Moseley JB, O'Malley K, Petersen NJ, Menke TJ, Brody BA, Kuykendall DH, Hollingsworth JC, Ashton CM, Wray NP. 2002. A controlled trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med*, 347 (2):81-88.
- Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ. 1998. The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg Br*, 80 (6):983-989.
- Namba RS, Paxton L, Fithian DC, Stone ML. 2005. Obesity and perioperative morbidity in total hip and total knee arthroplasty patients. *J Arthroplasty*, 20 (7 Suppl 3):46-50.

- National Institute of Health U. 2003. NIH Consensus Statement on total knee replacement. NIH Consens State Sci Statements, 20 (1):1-34.
- Naylor CD, Williams JI. 1996. Primary hip and knee replacement surgery: Ontario criteria for case selection and surgical priority. Qual Health Care, 5 (1):20-30.
- Ogata K, Shively RA, Shoenecker PL, Chang SL. 1987. Effects of standard surgical procedures on the patellar blood flow in monkeys. Clin Orthop Relat Res, (215):254-259.
- Oliveria SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo PA, Walker AM. 1995. Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. Arthritis Rheum, 38 (8):1134-1141.
- Orishimo KF, Kremenich IJ, Deshmukh AJ, Nicholas SJ, Rodriguez JA. 2012. Does total knee arthroplasty change frontal plane knee biomechanics during gait? Clin Orthop Relat Res, 470 (4):1171-1176.
- Ornetti P, Maillefert JF, Laroche D, Morisset C, Dougados M, Gossec L. 2010. Gait analysis as a quantifiable outcome measure in hip or knee osteoarthritis: a systematic review. Joint Bone Spine, 77 (5):421-425.
- Otsuki T, Nawata K, Okuno M. 1999. Quantitative evaluation of gait pattern in patients with osteoarthrosis of the knee before and after total knee arthroplasty. Gait analysis using a pressure measuring system. J Orthop Sci, 4 (2):99-105.
- Paley D. 2002. Principles of Deformity Correction. Springer.
- Pap G, Meinecke I. 2011. Ätiologie und Pathogenese der Gonarthrose. In: Wirtz DC, Hrsg. AE-Manual der Endoprothetik. Springer Berlin Heidelberg, 33-46.
- Papakostidou I, Dailiana ZH, Papapolychroniou T, Liaropoulos L, Zintzaras E, Karachalios TS, Malizos KN. 2012. Factors affecting the quality of life after total knee arthroplasties: a prospective study. BMC Musculoskelet Disord, 13:116.
- Parentis MA, Rumi MN, Deol GS, Kothari M, Parrish WM, Pellegrini VD, Jr. 1999. A comparison of the vastus splitting and median parapatellar approaches in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, (367):107-116.
- Pollard H, Ward G, Hoskins W, Hardy K. 2008. The effect of a manual therapy knee protocol on osteoarthritic knee pain: a randomised controlled trial. J Can Chiropr Assoc, 52 (4):229-242.
- Quintana JM, Escobar A, Bilbao A, Arostegui I, Lafuente I, Vidaurreta I. 2005. Responsiveness and clinically important differences for the WOMAC and SF-36 after hip joint replacement. Osteoarthritis Cartilage, 13 (12):1076-1083.
- Räuchle M, Cemerka M, Eibenberger B, Breitenseher M. 2012. Arthrose – Update 2012. Radiologe, 52 (2):149-155.

- Reginster JY. 2002. The prevalence and burden of arthritis. *Rheumatology (Oxford)*, 41 Supp 1:3-6.
- Richmond J, Hunter D, Irrgang J, Jones MH, Levy B, Marx R, Snyder-Mackler L, Watters WC, 3rd, Haralson RH, 3rd, Turkelson CM, Wies JL, Boyer KM, Anderson S, St Andre J, Sluka P, McGowan R. 2009. Treatment of osteoarthritis of the knee (nonarthroplasty). *J Am Acad Orthop Surg*, 17 (9):591-600.
- Ritter MA, Campbell ED. 1987. Postoperative patellar complications with or without lateral release during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 219:163-168.
- Ritter MA, Keating EM, Faris PM. 1989. Clinical, roentgenographic, and scintigraphic results after interruption of the superior lateral genicular artery during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (248):145-151.
- Roddy E, Zhang W, Doherty M. 2005. Aerobic walking or strengthening exercise for osteoarthritis of the knee? A systematic review. *Ann Rheum Dis*, 64 (4):544-548.
- Roos EM, Toksvig-Larsen S. 2003. Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)-validation and comparison to the WOMAC in total knee replacement. *Health Qual Life Outcomes*, 1 (1):17.
- Roysam G, Oakley M. 2001. Subvastus approach for total knee arthroplasty: a prospective, randomized, and observer-blinded trial. *J Arthroplasty*, 16 (4):454-457.
- Saari T, Tranberg R, Zugner R, Uvehammer J, Karrholm J. 2005. Changed gait pattern in patients with total knee arthroplasty but minimal influence of tibial insert design: gait analysis during level walking in 39 TKR patients and 18 healthy controls. *Acta Orthop*, 76 (2):253-260.
- Sander K, Layher F, Anders C, Roth A, Babisch J, Scholle HC, Kinne RW. 2012a. Ganganalyse nach minimal-invasiver Hüftprothesenimplantation. *Orthopäde*, 41 (5):365-376.
- Sander K, Rosenbaum D, Böhm H, Layher F, Lindner T, Wegener R, Wolf SI, Seehaus F. 2012b. Instrumentelle Gang- und Bewegungsanalyse bei muskuloskelettalen Erkrankungen. *Orthopäde*, 41 (10):802-819.
- Satterly T, Neeley R, Johnson-Wo AK, Bhowmik-Stoker M, Shrader MW, Jacofsky MC, Jacofsky DJ. 2013. Role of Total Knee Arthroplasty Approaches in Gait Recovery through 6 Months. *J Knee Surg*,
- Scheibel MT, Thomas M, Von Salis-Soglio G. 2002. Operative Zugangswege in der Primärendoprothetik des Kniegelenks. *Orthopäde*, 31 (9):934-946.

- Scuderi G, Scharf SC, Meltzer LP, Scott WN. 1987. The relationship of lateral releases to patella viability in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2 (3):209-214.
- Scuderi GR, Scott WN, Tchejyan GH. 2001. The Insall legacy in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (392):3-14.
- Smith AJ, Lloyd DG, Wood DJ. 2004. Pre-surgery knee joint loading patterns during walking predict the presence and severity of anterior knee pain after total knee arthroplasty. *J Orthop Res*, 22 (2):260-266.
- Smith AJ, Lloyd DG, Wood DJ. 2006. A kinematic and kinetic analysis of walking after total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21 (4):379-386.
- Smolenski U, Best N, Loudovici D. 2011. Elektro-und Ultraschalltherapie-ein Update. *Akt Rheumatol*, 36 (03):170-177.
- Smolenski U, Manthey J, Schreiber U, Schubert H, Callies R. 2008. Gewebetemperaturänderungen unter Applikation von Ultraschall und Kurzweile in der Gelenkregion-Tierexperimentelle Studie1. *Z Physiother*, 41 (05):269-273.
- Solak AS, Kentel B, Ates Y. 2005. Does bilateral total knee arthroplasty affect gait in women?: comparison of gait analyses before and after total knee arthroplasty compared with normal knees. *J Arthroplasty*, 20 (6):745-750.
- Sporer SM. 2006. The minimally invasive subvastus approach for primary total knee arthroplasty. *J Knee Surg*, 19 (1):58-62.
- Sprangers MA, de Regt EB, Andries F, van Agt HM, Bijl RV, de Boer JB, Foets M, Hoeymans N, Jacobs AE, Kempen GI, Miedema HS, Tijhuis MA, de Haes HC. 2000. Which chronic conditions are associated with better or poorer quality of life? *J Clin Epidemiol*, 53 (9):895-907.
- Svard U. 2011. A second decade lifetable survival analysis of the Oxford unicompartmental knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 469 (1):174-179.
- Theiler RA. 2002. Epidemiologie, Diagnose und Differentialdiagnose, Abklärung und Dokumentation. *Schweiz Med Forum*, 23:555-561.
- Thiranagama R. 1990. Nerve supply of the human vastus medialis muscle. *J Anat*, 170:193-198.
- Tibesku CO, Daniilidis K, Skwara A, Dierkes T, Rosenbaum D, Fuchs-Winkelmann S. 2011. Gait analysis and electromyography in fixed- and mobile-bearing total knee replacement: a prospective, comparative study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19 (12):2052-2059.
- Tria AJ, Jr., Coon TM. 2003. Minimal incision total knee arthroplasty: early experience. *Clin Orthop Relat Res*, (416):185-190.

- Uhlemann C, Wollina U. 2003. Wirkungsphysiologische Aspekte des therapeutischen Ultraschalls in der Wundbehandlung. *Phlebologie*, 32 (4):81-85.
- van Baar ME, Dekker J, Oostendorp RA, Bijl D, Voorn TB, Bijlsma JW. 2001. Effectiveness of exercise in patients with osteoarthritis of hip or knee: nine months' follow up. *Ann Rheum Dis*, 60 (12):1123-1130.
- van Raaij T, Reijman M, Brouwer RW, Jakma TS, Verhaar JN. 2008. Survival of closing-wedge high tibial osteotomy: good outcome in men with low-grade osteoarthritis after 10-16 years. *Acta Orthop*, 79 (2):230-234.
- Walter F, Haynes MB, Markel DC. 2007. A randomized prospective study evaluating the effect of patellar eversion on the early functional outcomes in primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 22 (4):509-514.
- Webster KE, Wittwer JE, Feller JA. 2003. Quantitative gait analysis after medial unicompartamental knee arthroplasty for osteoarthritis. *J Arthroplasty*, 18 (6):751-759.
- Weiss JM, Noble PC, Conditt MA, Kohl HW, Roberts S, Cook KF, Gordon MJ, Mathis KB. 2002. What functional activities are important to patients with knee replacements? *Clin Orthop Relat Res*, (404):172-188.
- Wessinghage D. 2008. Themistocles Gluck. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 129 (05):383-388.
- White RE, Jr., Allman JK, Trauger JA, Dales BH. 1999. Clinical comparison of the midvastus and medial parapatellar surgical approaches. *Clin Orthop Relat Res*, (367):117-122.
- Wilk-Franczuk M, Tomaszewski W, Zemla J, Noga H, Czamara A. 2011. Analysis of rehabilitation procedure following arthroplasty of the knee with the use of complete endoprosthesis. *Med Sci Monit*, 17 (3):CR165-168.
- Wirtz C, Wanner R, Kohl S, Krüger A, Zumstein M. 2011. Knie-Achsendeviationen—Ursache für Gonarthrose? *Schweiz Z Med Traumatol*, 59 (4):169.
- Witvrouw E, Victor J, Bellemans J, Rock B, Van Lummel R, Van Der Slikke R, Verdonk R. 2002. A correlation study of objective functionality and WOMAC in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 10 (6):347-351.
- Yang KG, Raijmakers NJ, Verbout AJ, Dhert WJ, Saris DB. 2007. Validation of the short-form WOMAC function scale for the evaluation of osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br*, 89 (1):50-56.
- Yang S, Hadlow S. 2003. Unicompartamental knee arthroplasty: is it durable? *N Z Med J*, 116 (1183):U627.

- Yoo JH, Chang CB, Shin KS, Seong SC, Kim TK. 2008. Anatomical references to assess the posterior tibial slope in total knee arthroplasty: a comparison of 5 anatomical axes. *J Arthroplasty*, 23 (4):586-592.
- Yoshida Y, Zeni J, Snyder-Mackler L. 2012. Do patients achieve normal gait patterns 3 years after total knee arthroplasty? *J Orthop Sports Phys Ther*, 42 (12):1039-1049.
- Yoshida Y, Mizner RL, Ramsey DK, Snyder-Mackler L. 2008. Examining outcomes from total knee arthroplasty and the relationship between quadriceps strength and knee function over time. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23 (3):320-328.
- Zhang W, Nuki G, Moskowitz RW, Abramson S, Altman RD, Arden NK, Bierma-Zeinstra S, Brandt KD, Croft P, Doherty M, Dougados M, Hochberg M, Hunter DJ, Kwoh K, Lohmander LS, Tugwell P. 2010. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis: part III: Changes in evidence following systematic cumulative update of research published through January 2009. *Osteoarthritis Cartilage*, 18 (4):476-499.

Anhang

siehe beiliegende CD

Anhang 1

Aufklärung und Einwilligung

Anhang 2

VAS und Physiotherapieprotokoll

Anhang 3

KSS

Anhang 4

WOMAC

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmaterialien, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. Andreas Roth, Dr.-Ing. Klaus Sander, Dr.-Ing. Frank Layher, Thomas Lehmann,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die in Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, 8.03.2014

Michelle Zipfel

Danksagung

Da eine Dissertation nicht nur das Produkt eines Einzelnen ist, sondern erst durch viele verschiedene Puzzleteile zu einem Ganzen zusammengesetzt werden kann, möchte ich mich an dieser Stelle bei allen Mitwirkenden, die diese Arbeit ermöglicht haben, ganz herzlich bedanken.

Ich danke,

Prof. Dr. Andreas Roth für die sehr gute Zusammenarbeit und andauernde Unterstützung. Sie waren jederzeit für mich erreichbar, haben alles bereitwillig sowie sehr schnell korrigiert und hatten immer eine Antwort auf meine vielen Fragen.

Dr.-Ing. Klaus Sander und Dr.-Ing. Frank Layher für die Durchführung und Aufbereitung der Ganganalysen. Ohne die professionelle Durchführung der Untersuchungen wäre eine solche Studie nicht möglich gewesen. Außerdem danke ich für die immer sehr freundliche Zusammenarbeit, die guten Verbesserungsvorschläge, den ein oder anderen Kaffee und die viele Zeit, die Sie beide in meine Arbeit investiert haben.

Herrn Dr. rer. nat. Lehmann und Frau Dr.-Ing. Karin Schiecke vom Institut für medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation für Ihre Unterstützung, als diese Studie noch in den Kinderschuhen steckte sowie für die Beratung bei statistischen Problemen. Danke auch für die Lösung meiner Probleme mit Endnote.

Schwester Antke Möhr, die sich als „study nurse“ für einen reibungslosen Ablauf unserer Studie eingesetzt hat und den Überblick über Patienten bewahrte.

Dem Physiotherapie- und Stationsteam des Rudolf-Elle-Krankenhauses in Eisenberg (besonders Fr. Teschner), die trotz der zusätzlichen Arbeitsbelastung unsere Wünsche bezüglich der Studiendokumentation und -durchführung sehr gewissenhaft umgesetzt haben.

Frau Bärbel Ukena, ohne deren Unterstützung die Beschaffung der neuesten Literatur das Fertigstellen der Arbeit deutlich hinausgezögert hätte.

Meiner Familie für die bedingungslose Unterstützung während meines Studiums, egal ob emotional in Krisensituationen, in Form eines Autos für meine Mobilität oder sportlich als Ausgleich für zehrende Tage hinter dem Schreibtisch. Ohne Euch hätte ich es bis hierhin niemals geschafft.

Christian, meinem Lieblingsmensch, der mich immer wieder motiviert hat und mir auch nach Arbeitsende mit seinem Rat zur Seite stand. Ich liebe dich.

Jena, den 8.03.2014

Michelle Zipfel